

Aus dem  
Medizinischen Zentrum für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde  
Direktor: Professor Dr. J. A. Werner  
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

***Untersuchungen zur intracochleären Lage verschiedener  
Cochleaelektroden mittels DVT***



Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten  
Humanmedizin  
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg  
vorgelegt von

Jessica Michaela Taube  
aus Wiesbaden

Marburg, 2015

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

am: 4. Mai 2015

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches.

Dekan: Herr Prof. Dr. H. Schäfer

Referent: Herr PD Dr. C. Güldner

1. Korreferent: Herr Prof. Dr. H. Alfke

*Von Taube*

*für Taube*

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung .....</b>	<b>1</b>
<b>2. Zielsetzung und Fragestellung.....</b>	<b>8</b>
<b>3. Material und Methoden.....</b>	<b>9</b>
<b>3.1 Digitale Volumentomographie.....</b>	<b>9</b>
<b>3.2 Messungen an der Cochlea .....</b>	<b>10</b>
3.2.1 Patientenkollektiv .....	10
Cochlear® Gruppe .....	12
MedEl® Gruppe .....	12
3.2.2 Messmethodik (Cochlea) .....	12
3.2.2.1 Rohdaten bearbeiten .....	13
3.2.2.2 Setzen der Basislinie.....	14
3.2.2.3 Insertionswinkel .....	15
3.2.2.4 Lagemessungen.....	16
<b>3.3 Messungen am N. fazialis .....</b>	<b>20</b>
3.3.1 Patientenkollektiv .....	20
Cochlear® Gruppe .....	21
MedEl®-Gruppe .....	21
3.3.1.1 Patientenkollektiv: Chorda-Fazialis-Winkel.....	22
3.3.1.2 Patientenkollektiv: Knochenbreite.....	22
3.3.2 Messmethodik (Fazialis).....	22
3.3.2.1 Rohdaten bearbeiten .....	23
3.3.2.2 Chorda-Fazialis-Winkel .....	24
3.3.2.3 Lagemessungen .....	25
<b>3.4 Statistik .....</b>	<b>28</b>
<b>4. Ergebnisse .....</b>	<b>29</b>
<b>4.1 Insertionstiefe der Implantate .....</b>	<b>29</b>
<b>4.2 Ergebnisse der Messungen an der Cochlea.....</b>	<b>31</b>
4.2.1 Vorbemerkungen .....	31
4.2.2 Winkelgruppen 15° .....	32

4.2.3 Deskriptive Statistik .....	35
4.2.4 Vergleich Cochlear® vs. MedEL® (T-Test).....	46
4.2.5 Vergleich männliches vs. weibliches Patientenkollektiv .....	52
<b>4.3. Ergebnisse der Messungen am N. fazialis .....</b>	<b>55</b>
4.3.1 Deskriptive Statistik .....	55
4.3.1.5 Zusammenfassung .....	57
4.3.2 Korrelationen .....	58
<b>5. Diskussion .....</b>	<b>60</b>
<b>5.1 Diskussion der Methodik.....</b>	<b>60</b>
5.1.1 Bildgebung postoperativ .....	60
5.1.1.4 Vergleich DVT zur CT .....	63
5.1.1.5 Die DVT als Grundlage der Messungen dieser Arbeit .....	66
5.1.2 Messmethodik: .....	66
<b>5.2 Diskussion der Ergebnisse .....</b>	<b>68</b>
5.2.1 Anatomische Variation der Cochlea.....	68
5.2.2 Diskussion der Darstellung verschiedener Implantatmodelle .....	71
5.2.3 Diskussion der Lokalisation des N. fazialis zum CI .....	82
<b>6. Zusammenfassung.....</b>	<b>87</b>
<b>7. Abstract.....</b>	<b>89</b>
<b>8 Literaturverzeichnis .....</b>	<b>91</b>
<b>9 Anhang.....</b>	<b>98</b>
9.1 Abbildungsverzeichnis .....	98
9.2 Verzeichnis Diagramme .....	99
9.3 Tabellenverzeichnis.....	100
9.4 Abkürzungsverzeichnis.....	100
9.5 Tabellen: Deskriptive Statistik:.....	101
9.6 Tabelle: Vergleich Cochlear® vs. MedEL® .....	103
Akademische Lehrer .....	104
Danksagung .....	105

## 1. Einleitung

Die Entwicklung des Cochlea-Implantats (CI) ist ein Meilenstein in der Geschichte der Medizin. Kein anderes Sinnesorgan des Menschen kann zum heutigen Zeitpunkt in der gleichen, faszinierenden Art und Weise ersetzt werden, wie es beim Hören der Fall ist. Vor 57 Jahren gelang es zum ersten Mal den Franzosen Djourno und Eyries per Zufall durch intraauriculäre Elektroden den Hörnerv elektrisch zu stimulieren [33]. Inspiriert durch die Franzosen implantierte schließlich 1961 die Forschergruppe um W. House in Kalifornien das erste Cochlea-Implantat - bestehend aus einem Kabel mit einer Elektrode [53; 54]. Zwölf Jahre später fand die erste internationale Konferenz zu diesem Themengebiet statt und der Name "cochlear implant" (CI) wurde geprägt. 1978 implantierte der Australier G. Clark in Melbourne das erste "multi-electrode" CI unter dem Namen *Cochlear/Nucleus* [20].

Weltweit gibt es heute über 300.000 CI-Träger, davon ca. 30.000 in Deutschland. Jährlich werden in Deutschland ca. 3.500 Patienten mit einem CI versorgt, die Tendenz ist steigend (Quelle: Deutsche Cochlear Implant Gesellschaft e.V.) [30; 76]. Laut der Statistik des deutschen Gehörlosenbundes sind 0,1 % der deutschen Bevölkerung gehörlos, dies entspricht einem Umfang von ca. 80.000 Gehörlosen [29]. Die Bedeutung des Cochlea-Implantates für die Medizin sowie für die vielen gehörlosen Menschen weltweit spiegelt sich in den aufgeführten Zahlendimensionen wider. Gründe für den Verlust des Hörens sind bei älteren Patienten unter anderem die Altersschwerhörigkeit, Tumore (z. Bsp. Akustikusneurinome) oder der Gebrauch von ototoxischen Substanzen. Bei Kindern liegt häufig eine angeborene Schwerhörigkeit vor, welche genetisch bedingt ist. Eine frühkindlich erworbene Schwerhörigkeit kann als Folge einer Infektionskrankheit auftreten.

In der Therapie der Gehörlosigkeit von Kindern und Erwachsenen stellt die Versorgung mittels Cochlea-Implantat den Goldstandard dar [49]. Ein Cochlea-Implantat kommt für Patienten in Frage, bei denen mit dessen Hilfe ein besseres Hören und Sprachverstehen im Gegensatz zur bestmöglichen Hörgeräteversorgung zu erreichen ist. Voraussetzung ist hierbei das Vorhandensein des Hörnervens sowie seine und die der assoziierten Hörbahn vorhandene Funktionsfähigkeit. Auf Basis dieser Bedingungen erhalten - laut

aktueller Leitlinie der deutschen Gesellschaft für HNO - alle Patienten ein CI, die postlingual ertaubt sind. Bei prälingualer Ertaubung stellt sich die Indikation für Erwachsene in ausgewählten Fällen. Kinder erhalten in allen Fällen prälingualer sowie perilingualer Ertaubung möglichst frühzeitig eine Versorgung mittels CI [42].

Das Cochlea-Implantat nimmt bei nicht funktionstüchtigem Innenohr dessen Funktion stellvertretend wahr. Mit Hilfe elektrischer Reizung des Hörnervens wird ein Höreindruck erzeugt und dieser zum Gehirn weitergeleitet. Zum Gesamtkonzept des Cochlea-Implantates gehören 2 Teile: der Sprachprozessor und das eigentliche Implantat. Der Sprachprozessor wird extern, hinter dem Ohr, getragen. Ein zu ihm gehörendes Mikrofon nimmt die Audiosignale der Umgebung auf. Diese werden im Sprachprozessor verarbeitet und über eine Sendespule per Radiowellen transkutan zum Implantat gesendet. Das Implantat liegt unter der Haut und empfängt mit Hilfe einer Empfangsspule die Signale des Sprachprozessors. Diese werden am gleichen Ort dekodiert und in elektrische Impulse umgewandelt, welche an die einzelnen Elektroden, des in der Hörschnecke liegenden Elektrodenträgers, weitergeleitet werden. Durch die Aktivierung der einzelnen Elektroden werden unterschiedliche Abschnitte des Hörnervens erregt und zum Gehirn weitergeleitet. Dort wird der erzeugte Höreindruck dem Patienten bewusst [17; 21; 28; 42].

Um ein gutes Hörergebnis nach der CI-Implantation zu erzielen, die operative Strategie zu verbessern sowie um Komplikationen zu erkennen und zu vermeiden, fällt der postoperativen Bildgebung eine große Bedeutung zu. Bereits in den 90er Jahren beschrieben Marsh und Lawsen et al. die postoperative Bildgebung nach CI-Implantation als eine in der Klinik etablierte Methode [65; 68]. Heute ist die postoperative Bildgebung fester Bestandteil der Leitlinie zur CI-Versorgung [42]. Ziel der Bildgebung ist es, nach erfolgter CI-Implantation, die Lokalisation der implantierten Elektroden zu überprüfen sowie mögliche Fehlinsertionen zu detektieren. Durch das auf ihr ruhende, klinische Interesse erlangt die postoperative Bildgebung aktuell vermehrt wissenschaftliche Aufmerksamkeit. Besonders das in diesem Gebiet neu etablierte, radiologische Verfahren der digitalen Volumentomographie (DVT) steht im Mittelpunkt der Forschung.

Die Untersuchungsmethode der DVT stammt initial aus der Zahnmedizin. 1998 beschrieben Mozzo und Mitarbeiter die DVT als neue Technik der volumetrischen Bildgebung. Im Unterschied zur CT bündelt sie die Röntgenstrahlung nicht in einem fächerförmigen, sondern in einem kegelförmigen Strahl. Daher der englische Name "cone beam CT". Die Methodik der DVT wurde überwiegend in der Zahn- und Kieferheilkunde zur Bildgebung im Zahn-Kiefer-Gesichts-Bereich angewandt [71]. In den letzten Jahren erhielt sie Einzug in andere medizinische Bereiche, wo ihr vor allem im Gebiet der HNO besondere Relevanz zuteil wird. Hier ist sie hilfreich bei der Darstellung von knöchernen Strukturen des Schädels wie dem Felsenbein und der darin liegenden Cochlea. Ausschlaggebend ist die Aktualität der DVT in der Untersuchung von inserierten Cochleaimplantaten, wo sie einen hohen Stellenwert in der radiologischen Beurteilung sowohl intra-, als auch postoperativ verdient [24; 42; 82].

Neben der Darstellung der knöchernen Strukturen ist die radiologische Darstellung der Implantatelektroden sowie ihrer Lagebeziehungen von Bedeutung. Grund hierfür ist, dass sich die Lage der Elektroden innerhalb der Cochlea direkt auf das Hörergebnis auswirkt. Sowohl die Tiefe der Insertion des Elektrodenträgers als auch seine Nähe zum Modiolus haben auf das Hörerleben großen Einfluss. Diese Einflüsse werden deutlich, wenn man die Lage des Cochlea-Implantates mit dem Höreindruck des Patienten vergleicht. Hierzu ist eine optimale, nicht-invasive Bildgebung des Implantates nötig. Beschreibt ein Patient Defizite seines Höreindrucks, so lassen sich mit Hilfe einer geeigneten Bildgebung mögliche Rückschlüsse auf die Ursache des Problems finden. Die Analyse der Bilddaten dient darüber hinaus den Operateuren als wichtiges Hilfsmittel, ihre Arbeit nachvollziehen, kontrollieren und weiterentwickeln zu können. Mit Hinblick auf die Lehre ergeben sich dank einer aussagekräftigen Bildgebung erweiterte Möglichkeiten, die Implantationstechnik zu verstehen und zu verbessern. Ingenieuren nutzen die radiologischen Darstellungen als wichtige Quelle zur Optimierung und Weiterentwicklung der Implantat-Modelle. Im Zuge der postoperativen CI-Anpassung können Audiologen diese Bilddaten ebenfalls nutzen.

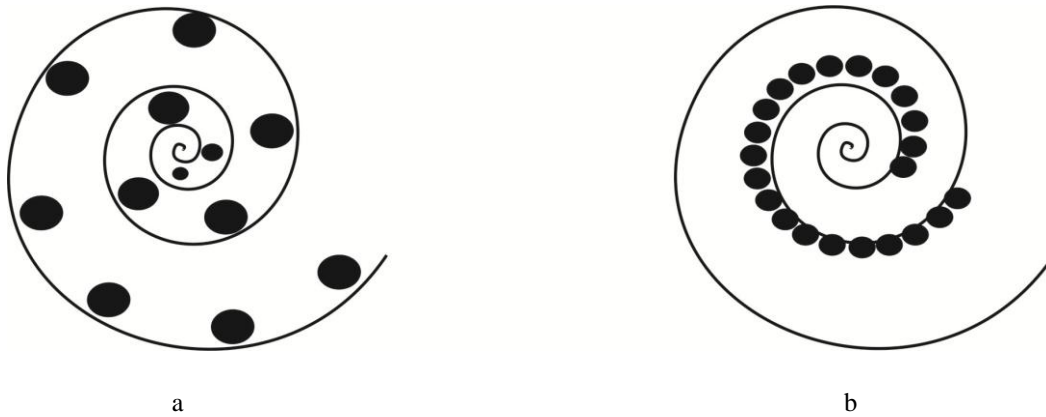
Vor dem genannten Hintergrund einer qualitativ guten, postoperativen Bildgebung wurden in der Vergangenheit viele Studien zur Qualitätsbeurteilung der DVT durchgeführt. Besonders aussagekräftig sind die histologischen Arbeiten, die das



histologisch aufgearbeitete Präparat direkt mit den Bilddatensätzen der DVT vergleichen. [62] Die meisten dieser Studien beschäftigten sich mit der Bildgebung von CTs in isolierten Felsenbeinen oder Schädelpräparaten. Im Gegensatz hierzu untersucht die vorliegende Dissertation postoperative DVT-Aufnahmen von Patienten nach CI-Insertion. Dies ist mit Hinblick auf ihre Tauglichkeit im Klinikalltag von Vorteil.

Mit dem Fortschreiten der Entwicklung des Cochlea-Implantates wurden unterschiedliche Konzepte zum Aufbau des idealen Elektrodenträgers erstellt. Es gründeten sich unabhängige Firmen, die jeweils ihre für am besten befundenen Implantat-Modelle auf den Markt bringen. Um diese verschiedenen Firmenphilosophien untersuchen zu können und sie auf ihre Aussagekraft hin zu überprüfen, ist ebenfalls eine geeignete Bildgebung nötig. Diese Bildgebung sollte die exakte Lage der jeweiligen Implantatmodelle aufzeigen und deren modellspezifischen Unterschiede visualisieren. Auf diese Voraussetzungen hin wird die DVT in der vorliegenden Arbeit untersucht. Ist die Grundlage einer detailgetreuen Bildgebung gegeben, können hierauf aufbauend Untersuchungen zur Korrelation von Elektrodenlokalisierung bzw. Implantatmodell mit der Qualität des resultierenden Hörergebnisses realisiert werden.

Bestandteil der in der vorliegenden Dissertation analysierten Elektrodenträger sind zwei CI-Modelle der Firmen *MedEl*® und *Cochlear*®. Sie unterscheiden sich jeweils in ihrer Anzahl der Elektroden, in der Elektrodenarray-Länge sowie in ihrer Lage innerhalb der Cochlea. Die firmenspezifischen Unterschiede der Modelle sind grundlegend bekannt. Der untersuchte Implantattyp der Firma *Cochlear*® (Nucleus Contour Advanced, CI512) beinhaltet insgesamt 22 Elektroden und inseriert Modiolus-nah in die basale Cochleawindung [59]. Die Modelllinie der Firma *MedEl*® (31 mm Elektroden: Flex soft, Standard) besteht aus einem Elektrodenträger mit 12 Elektroden, welche tiefer in die Cochlea bis zum Apex inserieren und Modiolus-fern in der Cochlea liegen [12]. Einen schematischen Überblick über die Lage der zwei unterschiedlichen Implantat-Modelle innerhalb der Cochlea zeigt Abbildung 1. Ob diese charakteristischen Merkmale der Implantat-Modelle ebenfalls mittels der DVT detektiert werden können, gilt es in dieser Dissertation zu prüfen.

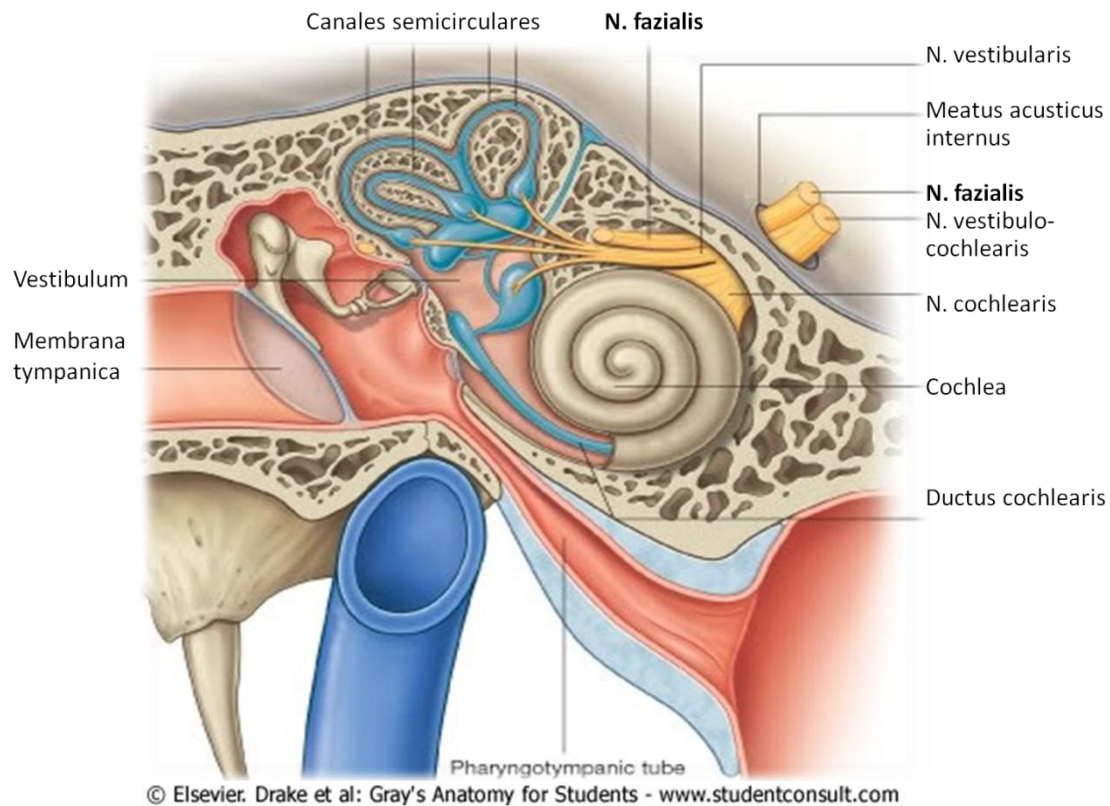


**Abbildung 1: Schemazeichnung Cochlea** mit einem Implantat der Firma *MedEl*® mit 12 Elektroden (a) und einem Implantat der Firma *Cochlear*® mit 22 Elektroden (b).

Bei der Versorgung von Patienten mittels Cochlea-Implantat spielt der die Gesichtsmuskulatur innervierende Nervus facialis eine bedeutende Rolle. Grund hierfür ist sein anatomischer Verlauf durch das knöcherne Felsenbein in direkter Nähe zum Innenohr. Gemeinsam mit dem Nervus vestibulocochlearis tritt der Nervus facialis durch den Porus acusticus internus in das Felsenbein ein. Kurz nach dessen Eintritt bildet der N. facialis das äußere Fazialisknie (Ganglion geniculi). Während seines anschließenden knöchernen Verlaufes verlassen den N. facialis drei Nerven: zuerst der die Tränen- und Nasendrüsen innervierende N. petrosus major, gefolgt vom N. stapedius und als letztes oberhalb des Foramen stylomastoideum die Chorda tympani. Die Mehrheit der nervalen Fasern des N. facialis zieht jedoch komplett durch das Felsenbein hindurch, bis zu ihrem Austrittspunkt, dem Foramen stylomastoideum [85].

Im Zuge dieser Dissertation wird ausschließlich der knöcherne Verlauf des N. facialis im Felsenbein betrachtet. Dieser ist von besonderem Interesse durch seine direkte Nähe zum Innenohr. Die anatomische Arbeit von Erixon und Kollegen zeigt, dass der im Felsenbein liegende knöcherne Kanal des N. facialis in unmittelbarer Nähe zum oberen Anteil der ersten Cochleawindung verläuft [35]. Im Zuge der Insertion eines Cochlea-Implantates und dessen elektrischer Stimulation erlangt diese Nähe des Gesichtsnervens zur Cochlea zunehmend Relevanz. Die Ursachen einer unfreiwilligen Stimulation des N. facialis sowie seine intraoperative Verletzungstendenz stehen daher aktuell im Fokus der Forschung rund um die CI-Implantation. Aus diesem Grund analysiert die vorliegende Dissertation die Darstellbarkeit des N. facialis in der DVT, um seine

anatomischen Relationen visualisier- und messbar werden zu lassen. Die folgende Abbildung 2 veranschaulicht die Lagebeziehung des N. facialis zum Innenohr.



**Abbildung 2: Strukturen des Felsenbeins: Innenohr mit Cochlea, Bogengängen und Nerven.** Zu sehen ist der Verlauf des N. facialis in unmittelbarer Nähe zur Cochlea. Quelle: anatomisches Lehrbuch "Gray's Anatomie for students" Figur 8.119 Innenohr, R. L. Drake, © Elsevier-Verlag; Beschriftungen der Strukturen modifiziert von J. Taube.

Die Leitlinien der deutschen Gesellschaft für HNO zur Versorgung von Patienten mittels Cochlea-Implantat empfehlen ein intraoperatives Monitoring des N. facialis. Dies dient der Kontrolle der Implantat- und Nervenfunktion sowie der Schonung des Nerven [42]. Eine Studie von Thom aus dem Jahr 2013 beschreibt den Rückgang der iatrogenen Fazialisschädigungen während einer CI-Insertion. Bei 1 % der 768 untersuchten Patienten kam es nach der Op zu einer temporären Fazialisschädigung, welche sich mit der Zeit komplett zurückbildete. Bei 0,1 % dieser Patienten erholte sich der Nerv nicht vollständig [91]. Im Gegensatz zu der intraoperativen Verletzungstendenz des Nervens spielt seine unfreiwillige Stimulation durch die Implantatelektroden eine bedeutendere Rolle. Dies wird gesondert in der Diskussion in Abschnitt 5.2.2.3 weiterführend erläutert. Um bereits vor der Operation einen Eindruck von der Anatomie im Felsenbein zu bekommen, ist die präoperative Bildgebung nötig

und sinnvoll. Nicht zuletzt wegen der Ergebnisse von Hoffmann und Arbeitsgruppe, welche zeigen, dass Patienten mit einer dysplastischen Cochlea häufig ebenfalls Anomalien des N. fazialis aufweisen (laut Hoffmann zu 16 %) [52.a].

Neben dem N. fazialis ist es wichtig intraoperativ den Geschmacksnerv, die Chorda tympani, darzustellen und zu schonen. Diese Struktur zweigt als kleines Nervenbündel oberhalb des Foramen stylomastoideum vom N. fazialis ab. Nach dem Verlassen des N. fazialis zieht sie durch die Paukenhöhle und die Fissura petrotympanica, um sich schließlich dem N. lingualis (Ast des N. trigeminus V3) anzuschließen [85]. Durch die Feinheit ihrer Struktur, sowie der unmittelbaren Nähe zum N. fazialis und zum Operationsgebiet, stellt die Chorda tympani eine intraoperativ sehr verletzungsgefährdete Struktur dar. Mit Hinblick auf Ihre Darstellung in der DVT, sowie der Analyse ihres Abgangswinkels vom N. fazialis, ist sie Bestandteil dieser Arbeit.

## **2. Zielsetzung und Fragestellung**

Ziel dieser Arbeit ist es, eine detaillierte Analyse der intracochleären Lage von verschiedenen Cochleaelektroden mittels der digitalen Volumentomographie (DVT) zu erstellen. Der spezielle Vergleich der radiologischen Darstellung von zwei firmenspezifisch unterschiedlich aufgebauten Cochleaimplantat-Modellen dient der Fragestellung, ob die DVT diese vorbekannten Implantatcharakteristika darzustellen vermag. Die Messungen wurden an Hand von postoperativen Patientenbildern getätigt, was dazu dient, die DVT auf ihre Aussagekraft im klinischen Alltag hin zu untersuchen.

Des Weiteren hat die folgende Untersuchung als Ziel, die Anatomie rund um das Innenohr zu beschreiben. Dies erfolgt durch Vermessungen der Cochlea sowie durch Vermessungen des angrenzenden Nervus facialis mit dem Abgang der Chorda tympani. Neben dem anatomischen Wissensaspekt hat dies seine klinische Relevanz darin, dass es parallel zur CI-Implantation zu unbeabsichtigten Stimulationen und Verletzungen der genannten Nerven kommen kann.

Das Ziel der vorliegenden Dissertation ist es folglich, die Anatomie des Innenohres sowie der anliegenden Nerven nach erfolgter CI-Implantation zu beschreiben und die DVT auf ihre Eignung als bildgebende Untersuchungsmethode hierfür zu analysieren.

Mit dem Wissen um die Lage der Implantatelektroden innerhalb der Cochlea, gegeben durch eine nicht invasive radiologische Bildgebung, lässt sich hierauf in zukünftigen Arbeiten aufbauen. Diese können später in der Lage sein Untersuchungen der Hörqualität von CI-Patienten in Abhängigkeit von der Elektrodenlage zu erstellen.

### 3. Material und Methoden

#### 3.1 Digitale Volumentomographie

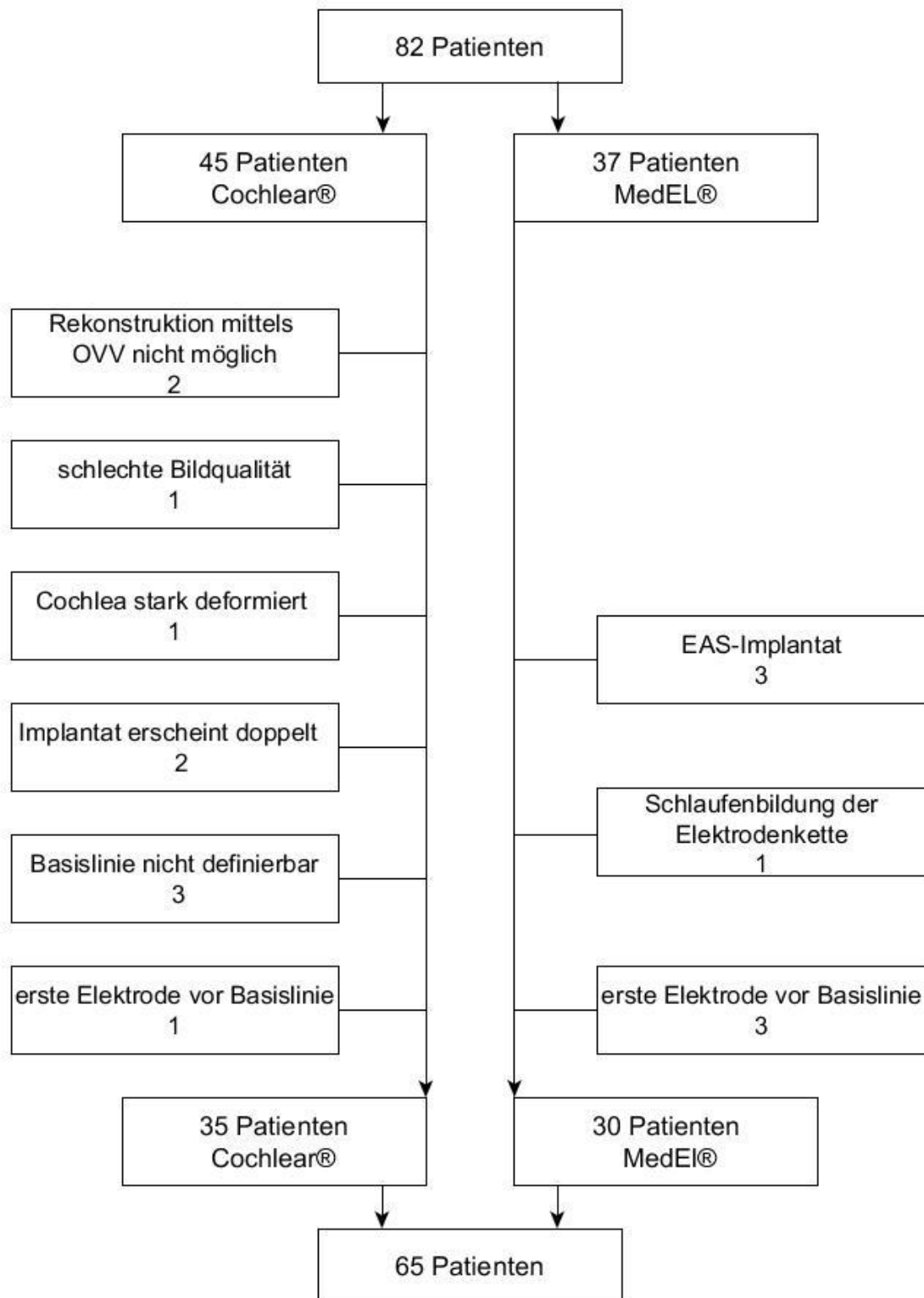
Die Felsenbeinaufnahmen der Patienten mit Cochleaimplantat wurden mittels digitaler Volumentomographie erstellt. Hierfür wurde das Gerät *3D Accu-I-Tomo, Modell MCT-1, Typ EX-2 F17 (Morita, Kyoto, Japan)* verwendet. Die Röhrenspannung ist bei diesem Gerät zwischen 60 bis 90 kV variabel, sie kann in 0,1 kV Schritten verändert werden. Die Stromstärke ist von 1 bis 10 mA in 0,1 mA Schritten einstellbar. Die Röhrenspannung der bei dieser Arbeit untersuchten DVT-Bilder variierte zwischen 84 - 90 kV und die Stromstärke zwischen 3 - 8 mA. Sämtliche Aufnahmen wurden mit einer primären Kantenlänge der Voxel von 0.08 mm aufgenommen. In der Bildrekonstruktion wurden die Datensätze in der Regel mit einer Schichtdicke von 1.0 mm und einem Schichtintervall von 0.5 mm analysiert. Abhängig von der im Interesse stehenden Region ist an diesem Gerät ein Volumen von 4x4 cm, 6x6 cm, 8x8 cm, 10x10 cm oder 12x17 cm (Zylinderhöhe x Zylinderdurchmesser) einstellbar. Die Bildaufnahmeeinheit besteht aus Emitter und Detektor. Sie benötigt ca. 17,5 sec., um 360° um das zu untersuchende Areal zu rotieren.

Der zu untersuchende Patient sitzt während der Aufnahmezeit in aufrechter Position auf einem höhenverstellbaren Stuhl. Mit Hilfe von vorhandenen Kopf- und Kinnstützen kann die Position des Kopfes des Patienten optimal den Untersuchungsbedingungen angepasst werden. Laserhilfslinien helfen dabei, die mit dem Gerät anvisierte Region auf der Haut darzustellen. Der digitale Volumentomograph verfügt über einen 3,1 Al - Filter. Die für diese Arbeit verwendeten Bilder wurden mittels der Software des *One Volume Viewer* (Software: i-Dixel 2.0; J.Morita, Kyoto, Japan) bearbeitet.

## 3.2 Messungen an der Cochlea

### 3.2.1 Patientenkollektiv

Das Patientenkollektiv der vorliegenden Dissertation beruht auf Patienten der Fachabteilung für HNO des Universitätsklinikums Marburg. Diese Patienten bekamen im Zeitraum der Jahre 2009 bis 2011 eine Bildgebung des Felsenbeins mittels digitaler Volumentomographie (DVT). Eingeschlossen wurden Patienten, die zum Zeitpunkt der Bildgebung Träger eines Cochleaimplantates waren. Bezüglich der Fragestellung musste das Cochleaimplantat ein Implantat der Firma *Cochlear*® oder der Firma *MedEl*® sein. Voraussetzung war, dass die jeweiligen kompletten DVT-Rohdaten vorlagen, sodass eine Rekonstruktion mittels des Computerprogramms *One Volume Viewer (OVV)* (Software: i-Dixel 2.0; J.Morita, Kyoto, Japan) möglich wurde. Innerhalb dieser rekonstruierten Datengruppe wurden nur Patienten eingeschlossen, deren Bildqualität der DVT-Schnittbilder des Felsenbeins, den Anforderungen der folgenden Messtechnik entsprachen. Hierzu gehörte eine einwandfreie Sicht auf die Cochlea im Felsenbein sowie auf die einzelnen Implantatelektroden in der Hörschnecke. Diese Elektroden durften nicht durch Artefakte doppelt erscheinen und mussten voneinander abgrenzbar sein. Wichtig war ebenfalls, gleichzeitig eine gute Sicht auf das Vestibulum, auf die Cochlea und auf die Elektroden in einem Schnittbild zu haben. Außerdem von Bedeutung war, dass die anatomischen Strukturen zum Definieren der Basislinie, was in 3.2.2.2 genau erklärt wird, sichtbar waren, um mit dem Messvorgang beginnen zu können. Das ursprüngliche Patientengut umfasste 82 Patienten. Die folgende Abbildung 3 zeigt, wie es aufgrund der oben beschriebenen Einschlusskriterien zum Ausschluss von insgesamt 17 Patientendaten kam und endgültig 65 Patienten übrig blieben. Warum die 17 Patienten im Einzelnen genau aus der Messreihe herausfielen, wird in den folgenden Abschnitten, unterteilt nach Implantatfirmentyp, beschrieben.



**Abbildung 3: Patientenkollektiv Cochlea:** Ausschlusskriterien, die vom ursprünglichen, zum endgültigen Patientenkollektiv "Messungen an der Cochlea" führten.



Die Messungen wurden schließlich an insgesamt 65 Patienten durchgeführt. Hiervon waren 32 Patienten männlich (49 %) und 33 Patienten weiblich (51 %). Das gesamte Patientenkollektiv unterteilt sich in 2 Gruppen: 35 (54 %) Patienten mit einem Cochleaimplantat der Firma *Cochlear*® und 30 (46 %) Patienten mit einem Cochleaimplantat der Firma *MedEl*®. Insgesamt wurden bei 29 (45 %) Patienten das linke Ohr und bei 36 (55 %) Patienten das rechte Ohr vermessen. Bei 3 der 65 Patienten, welche alle zur Implantatgruppe der *MedEL*®-Elektroden gehören, wurde sowohl das linke als auch das rechte Ohr vermessen. Das durchschnittliche Alter der Patienten betrug zum Zeitpunkt der Aufnahme 51,6 Jahre: ♂ 46,9 Jahre (zwischen 5 und 86 Jahren) ♀ 56,15 Jahre (zwischen 19 und 88 Jahren).

### ***Cochlear*® Gruppe**

Die endgültige Patientengruppe der Firma *Cochlear*® umfasst 35 Patienten, darunter 16 (46 %) männliche und 19 (54 %) weibliche Patienten. Hier wurde 13 (37 %) mal die linke und 22 (63 %) mal die rechte Ohrseite vermessen. In der *Cochlear*®-Gruppe gab es keinen Patienten, bei dem beide Ohrseiten vermessen wurden. Das Durchschnittsalter dieser Patienten betrug zum Zeitpunkt der Aufnahmen 48,4 Jahre: ♂ 42,81 Jahre (zwischen 5 und 86 Jahre) ♀ 53,16 Jahre (zwischen 19 und 88 Jahre).

### ***MedEl*® Gruppe**

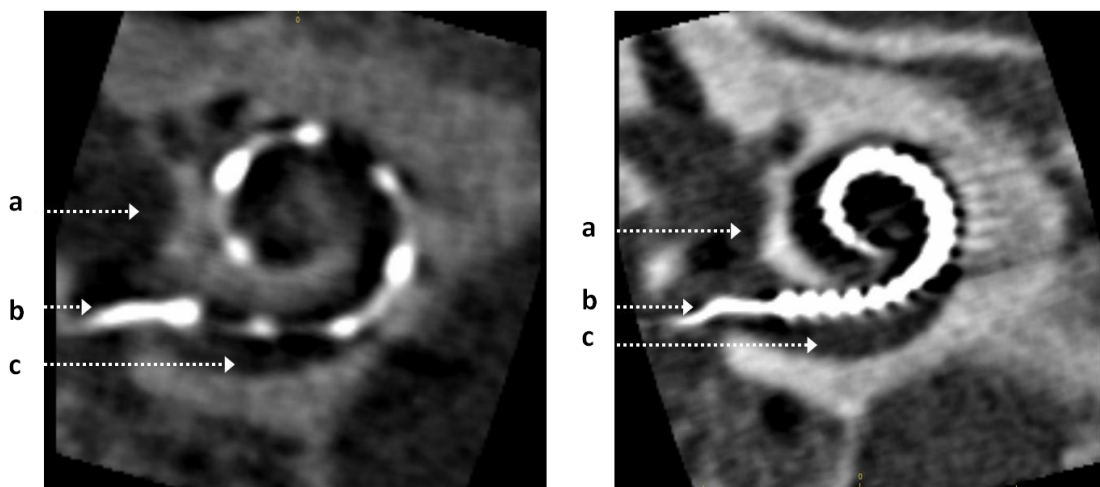
Das endgültige Patientengut der *MedEl*®-Gruppe umfasst 30 Patienten, 16 (53 %) männliche und 14 (47 %) weibliche Patienten. Es wurde insgesamt 16 (53 %) mal die linke und 14 (47 %) mal die rechte Ohrseite vermessen. Bei 3 der 30 Patienten wurde sowohl das linke als auch das rechte Ohr vermessen. Das Durchschnittsalter der Patienten zum Zeitpunkt der Aufnahme lag bei: 54,8 Jahren: ♂ 51,1 Jahre (zwischen 29 und 71 Jahren) ♀ 59,14 Jahre (zwischen 24 und 83 Jahren).

## **3.2.2 Messmethodik (Cochlea)**

Die im Folgenden erläuterten Schritte 3.2.2.1 - 3.2.2.3 wurden für beide Implantatfirmen äquivalent durchgeführt. Bei allen Messungen war zu beachten, dass ein einzelnes Cochlea-Implantat der Firma *Cochlear*® aus 22 Elektroden und ein einzelnes Implantat der Firma *MedEl*® aus 12 Elektroden besteht.

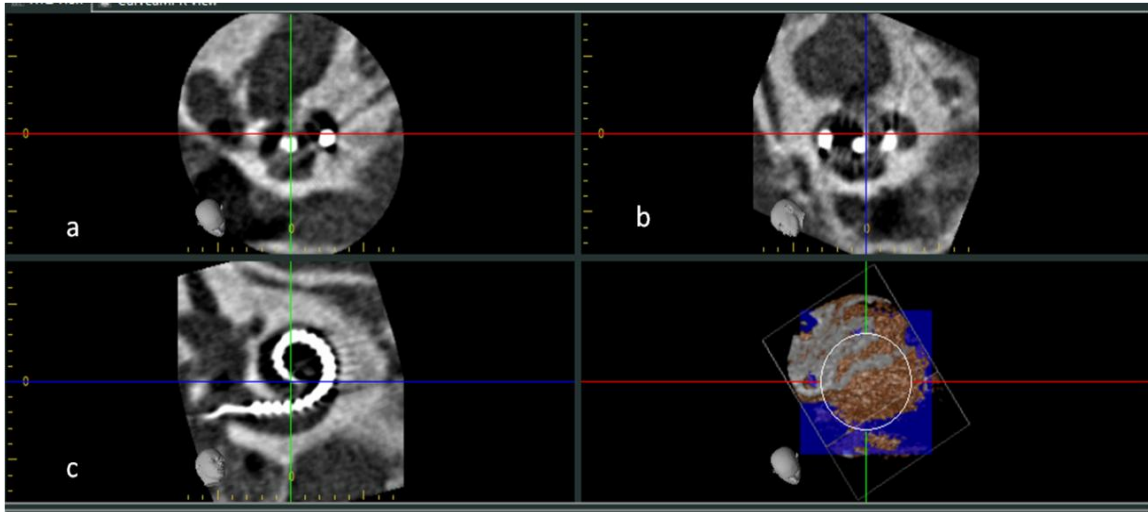
### 3.2.2.1 Rohdaten bearbeiten

Auf Basis der Rekonstruktion mittels des *One Volume Viewers* (i-Dixel 2.0) konnte eine Detailvergrößerung der Cochlea im Felsenbein angefertigt werden. Hierbei war darauf zu achten, dass eine ausreichende Bildqualität gegeben war. Dies bedeutete, dass die Cochlea deutlich und vollständig sichtbar war, sowie die einzelnen Cochlea-Implantatelektroden voneinander abzugrenzen waren. Im Ausschnitt der Detailvergrößerung musste außerdem der Umriss des an die Cochlea angrenzenden Vestibulums zu sehen sein. Die folgende Abbildungen 4 zeigt Beispiele, in denen diese Kriterien erfüllt sind.



**Abbildung 4: Felsenbein links mit Cochleaimplantat:** Detailvergrößerung der Cochlea (c), des Vestibulums (a) und des inserierten Cochlea-Implantates (b). Linkes Bild: CI der Firma *MedEl*®, Rechtes Bild: CI der Firma *Cochlear*®.

Der *One Volume Viewer* (i-Dixel 2.0) zeigte nach erfolgreicher Rekonstruktion 3 Schnittebenen der Detailvergrößerung: die axiale, coronare und sagittale Ebene. Die coronare und sagittale Ebene wurden so gedreht, dass die Cochlea, die Elektroden im Ganzen und das Vestibulum in der axialen Ebene vollständig zu sehen waren. Hierbei war darauf zu achten, dass die rote Linie im Gitternetz die Elektroden in der coronaren und sagittalen Ebene schneiden musste, was Abbildung 5 veranschaulicht.

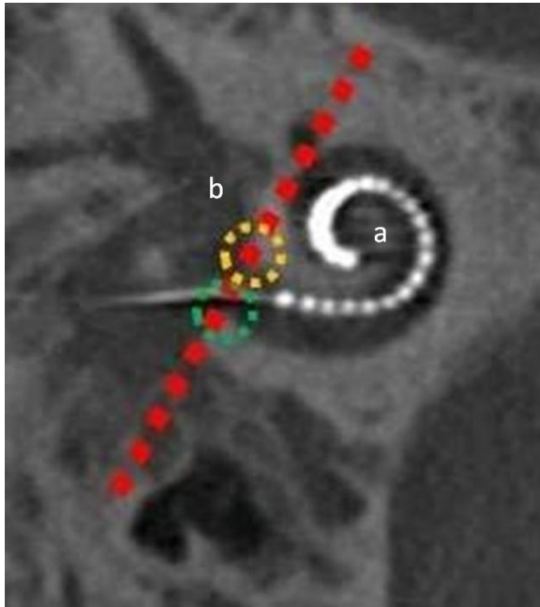


**Abbildung 5: 3 DVT-Bildebenen:** coronare(a), sagittale(b) und axiale (c) Ebene der Cochlea mit Cochlea-Implantat im Felsenbein.

Anschließend wurde der Kontrast so eingestellt, dass Elektroden, Cochleawand und Vestibulum gut zu sehen waren. Das axiale Bild wurde herausvergrößert, um anhand dessen alle folgenden Messungen vorzunehmen. Felsenbeinaufnahmen, bei denen dies nicht möglich war, fielen aus dem Patientenkollektiv heraus (siehe Abbildung 3).

### 3.2.2.2 Setzen der Basislinie

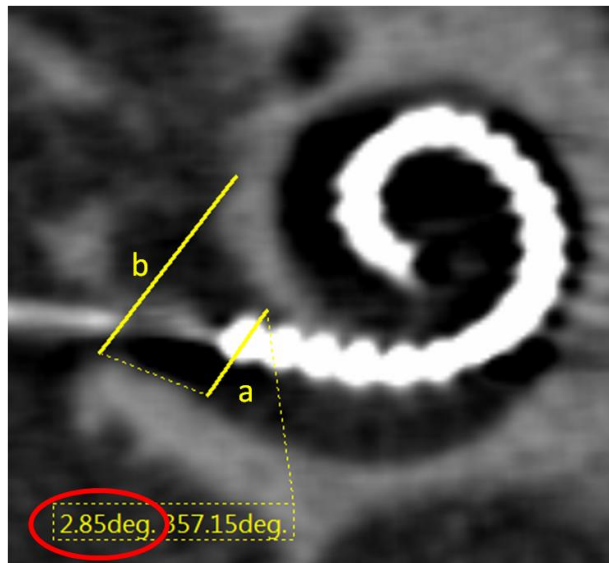
Auf Basis der Empfehlung der Konsenskonferenz 2010 erfolgt die Bestimmung des Winkels, in welchem das Implantat in der Cochlea zum Liegen kommt, in Relation zu einer gezogenen Basislinie. Diese Basislinie ist am Beginn der basalen Cochleawindung lokalisiert [95]. Sie markiert den Beginn der ersten 360° der Cochleawindung. Das Zentrum des runden Fensters diente als unterer Punkt der Basislinie. Der obere 2. Punkt der Basislinie wird durch den Übergang Cochlea zum Vestibulum definiert. Abbildung 6 veranschaulicht das Vorgehen. Bei allen folgenden Messungen wurden nur die Elektroden berücksichtigt, die von Beginn der Basislinie an innerhalb der ersten 360° der Cochlea lagen.



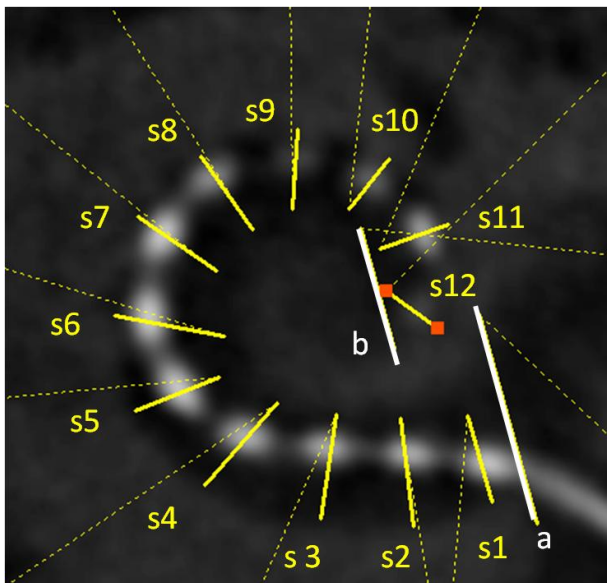
**Abbildung 6:** Basislinie (rot) angelegt an die Cochlea (a) definiert durch 2 Punkte: unterer Punkt (grün) an der Stelle des runden Fensters und oberer Punkt (gelb) am Übergang Cochlea zum Vestibulum (b).

### 3.2.2.3 Insertionswinkel

Für jede Elektrode innerhalb der  $360^\circ$  wurde der jeweilige Insertionswinkel in Relation zur Basislinie ausgemessen. Der Winkel ließ sich immer zwischen der Basislinie und einer Senkrechten durch die jeweilige Elektrode zur Cochleawand bestimmen, was in Abbildung 7 zu sehen ist. Abhängig davon, wie viele Elektroden sich innerhalb der  $360^\circ$  befanden, konnten bei der Firma *Cochlear*® maximal 22 Insertionswinkel und bei der Firma *MedEl*® maximal 12 Insertionswinkel gemessen werden. Abbildung 8 zeigt, am Beispiel eines *MedEl*®-Implantates, alle 12 Senkrechten durch die 12 Elektroden, mit deren Hilfe die Insertionswinkel gemessen wurden.



**Abbildung 7: Cochlea rechts, CI Cochlear®: Messung des Insertionswinkels:** Vermessen des Insertionswinkels zwischen der Senkrechten zur Cochlea (a) durch die 1. Elektrode des CI's und der Basislinie (b). Der Insertionswinkel hier beträgt  $2,85^\circ$  (rot markiert)



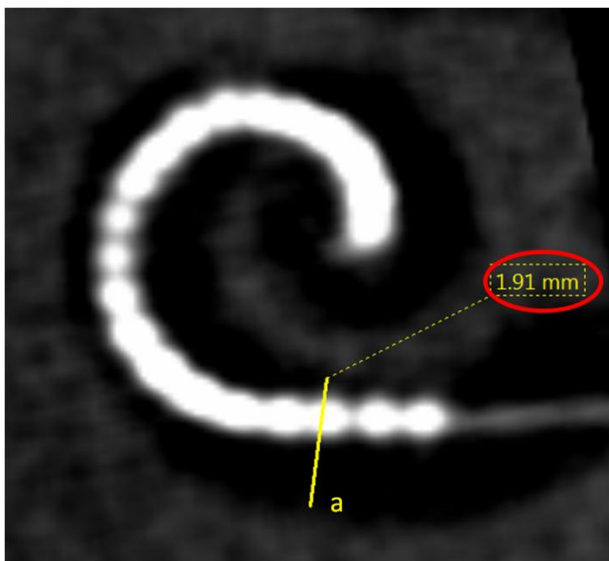
**Abbildung 8: Cochlea links, CI MedEl®: 12 Senkrechten s1-s12 (gelb) zur Cochlea durch die innerhalb der  $360^\circ$  liegenden 12 Elektroden. Ebenfalls zu sehen ist die Basislinie a (weiß) und zu ihr parallele Äquivalenzlinie b (weiß) am Ende der  $360^\circ$ .**

### 3.2.2.4 Lagemessungen

Die im Folgenden beschriebenen Messungen, zur Bestimmung der Breite der Cochlea und der Breite der Elektrode, wurden für die beiden Firmen *Cochlear®* und *MedEl®* äquivalent durchgeführt.

### Breite der Cochlea

Die Breite der Cochlea wurde an den Stellen gemessen, an denen sich eine Elektrode in der Cochleawindung befand. Diese Messungen wurden innerhalb der vorher festgelegten 360° durchgeführt. An der Stelle der jeweiligen Elektrode wurde eine zur lateralen Cochleawand senkrechte Linie gezogen, die durch den Mittelpunkt der jeweiligen Elektrode ziehen musste. Zum Ausmessen der Breite der Cochlea diente der anhand dieser Senkrechten gemessene Abstand von äußerer zu innerer Cochleawand, was in Abbildung 9 zu sehen ist.



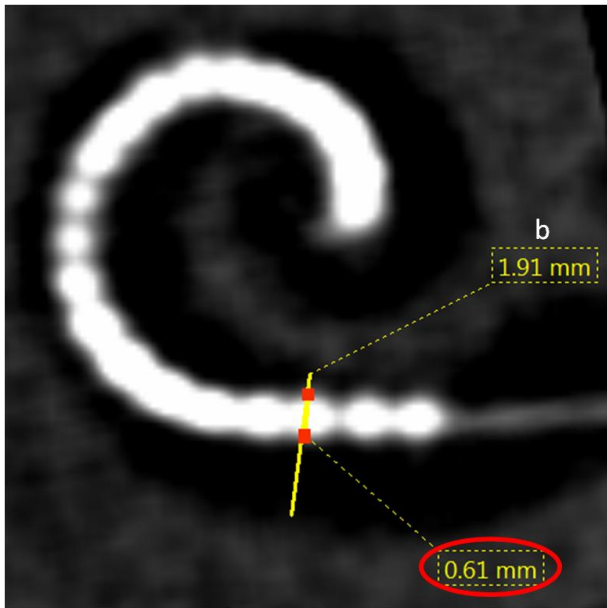
**Abbildung 9: Cochlea rechts, CI Cochlear®: Messung der Breite der Cochlea (a) anhand einer Senkrechten zur lateralen Cochleawand (gelb) an der Insertionsstelle der 3. Elektrode des CI's. Die Breite der Cochlea beträgt hier 1,91 mm.**

Dieser Vorgang wurde für jede einzelne Elektrode des entsprechenden Implantates innerhalb der vorgegebenen 360° durchgeführt. Zu Beachten war, dass zu Beginn die Schnittbildebene jeweils so eingestellt werden musste, dass die jeweilige Elektrode, an deren Stelle die Breite der Cochlea zu messen war, in ihrer maximalen Breite im Bild erschien.

### Breite der Elektrode

Auf Basis des gleichen Schnittbildes wie zur Messung der Breite der Cochlea wurde die Breite der Elektrode entlang derselben Senkrechten durch den Elektrodenmittelpunkt gemessen. Die Breite der Elektrode wurde von ihrer lateralen bis zu ihrer medialen Begrenzung inklusive des Artefaktes um die Elektrode herum vermessen. Dies ist in

Abbildung 10 zu sehen. Es wurden firmenspezifisch jeweils nur die Elektroden vermessen, welche sich in den vorher bestimmten 360° befanden.

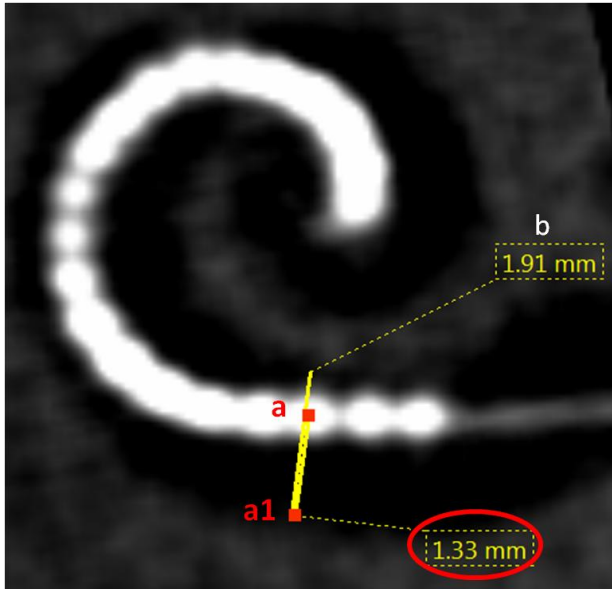


**Abbildung 10: Cochlea rechts, CI Cochlear®: Messung der Breite der Elektrode:** Gemessen anhand einer Senkrechten zur lateralen Cochleawand (gelb), an der Insertionsstelle der 3. Elektrode des CI's. Die Elektrodenbreite, hier durch 2 rote Punkte begrenzt dargestellt, beträgt 0,61 mm (rot markiert). b: Breite der Cochlea

## Abstand der Elektrode zur entsprechenden Wand der Cochlea

### ***Cochlear*®: Elektrodenabstand zur lateralen Wand**

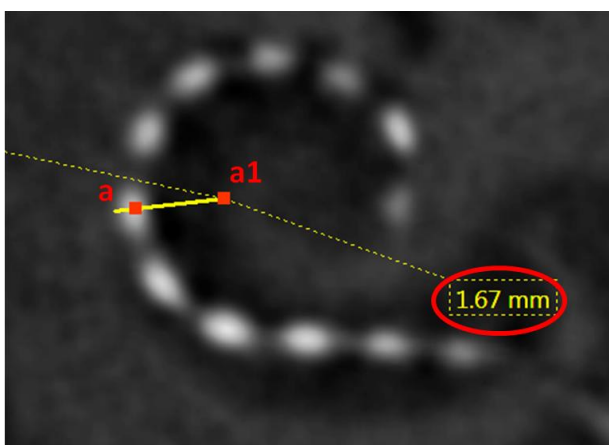
Bei den Messungen der Gruppe mit Cochleaimplantaten der Firma *Cochlear*® wurde der Abstand der Elektrodenmitte zur lateralen Cochleawand gemessen. Dies beruht darauf, dass sich Implantate der Firma *Cochlear*® der medialen Cochleawand anschmiegen. Deshalb ist in den DVT-Bildern die laterale Cochleawand besser erkenn- und abgrenzbar, weil sie nicht vom strahlenden Artefakt anliegender Elektroden überstrahlt wird. Die Messung dieses Abstandes wurde wie die vorigen Messungen in derselben Schnittbildebene vorgenommen, entlang derselben senkrechten Linie zur lateralen Cochleawand. Abbildung 11 zeigt den beschriebenen Messvorgang.



**Abbildung 11: Cochlea rechts, CI Cochlear®: Messung des Abstandes der Elektrodenmitte (a) zur lateralen Cochleawand (a1).** Gemessen anhand einer Senkrechten zur lateralen Cochleawand (gelb) an der Insertionsstelle der 3.Elektrode des CI's. Der Abstand, hier durch 2 rote Punkte begrenzt dargestellt, beträgt 1,33 mm (rot markiert). b: Breite Cochlea

#### **MedEl®: Elektrodenabstand zur medialen Wand**

Im Fall der Messungen, anhand von *MedEl*®-Implantatmodellen, wurde der Abstand von der Elektrodenmitte zur medialen Wand gemessen. Die Implantate dieser Firma schmiegen sich der lateralen Wand der Cochlea an, deshalb ist die mediale Wand besser abgrenzbar. Die Messung dieses Abstandes wurde wie die vorigen Lagemessungen in derselben Schnittbildebene vorgenommen, entlang derselben senkrechten Linie zur lateralen Cochleawand. Abbildung 12 zeigt den beschriebenen Messvorgang



**Abbildung 12: linkes Ohr CI MedEl®: Messung des Abstandes der Elektrodenmitte (a) zur medialen Cochleawand (a1).** Senkrechte zur lateralen Cochleawand (gelb), an der Insertionsstelle der 6.Elektrode des CI's. Der Abstand, durch 2 rote Punkte begrenzt markiert, beträgt 1,67 mm (rot markiert).

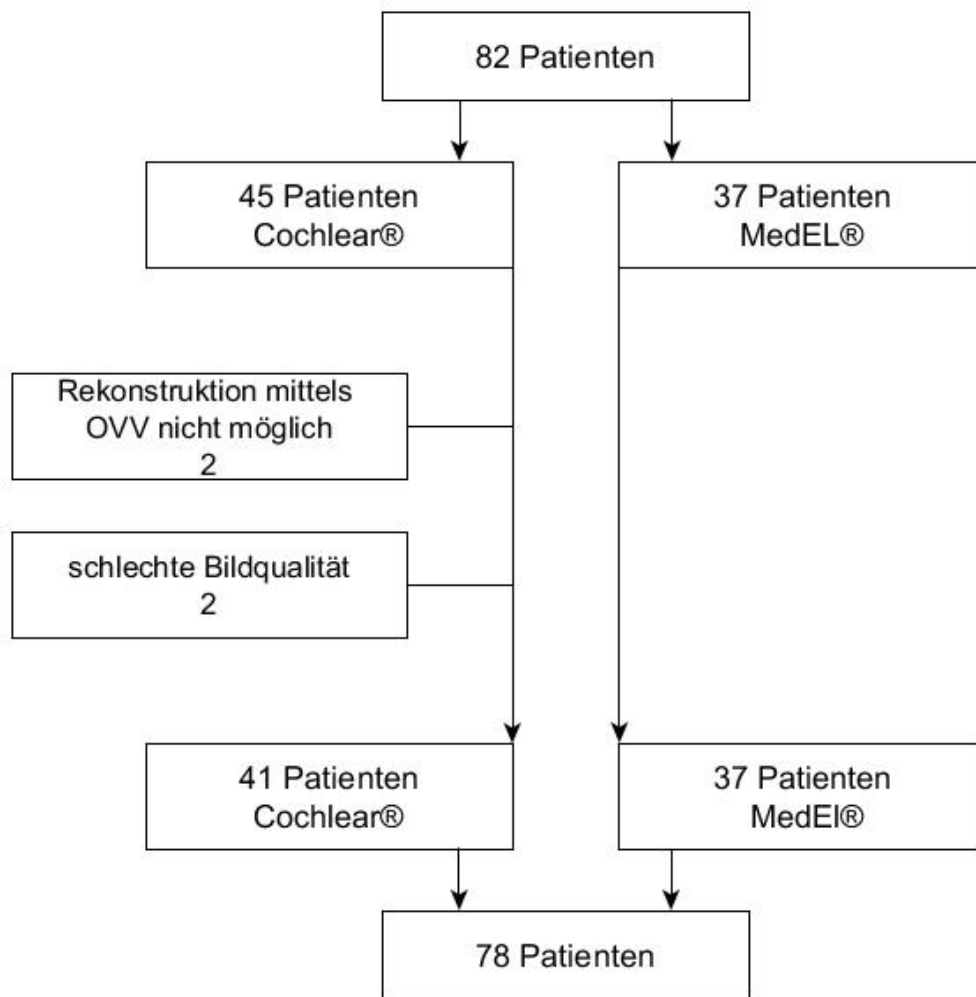


### 3.3 Messungen am N. fazialis

#### 3.3.1 Patientenkollektiv

Das ursprüngliche Patientenkollektiv von 82 Patienten war dasselbe Patientenkollektiv, wie bei den Vermessungen der Cochlea. Dies entsprach demzufolge den DVT-Aufnahmen der Patienten aus der Universitätsklinik Marburg (Fachabteilung HNO) der Jahre 2009-2011. Die Patienten mussten Träger eines Cochlea-Implantates der Firmen *Cochlear®* oder *MedEl®* zum Zeitpunkt der Aufnahme sein. Im Hinblick auf die den Fazialis betreffenden Vermessungen gab es andere Ein- und Ausschlusskriterien, sodass das endgültige Patientenkollektiv zu dem der Cochleavermessungen unterschiedlich ist. Wie in 3.2.1 beschrieben war auch hier Voraussetzung, dass sich die DVT-Bilddaten mittels des *One Volume Viewers* (i-Dixel 2.0) in 3D rekonstruieren ließen. Dies war bei 2 Patienten des ursprünglichen Patientengutes der 82 Patienten nicht möglich. Ein weiteres Kriterium war, dass man eine Detailvergrößerung des Felsenbeinausschnittes anfertigen konnte, auf dem der Nervus fazialis, eine benachbarte Elektrode und der horizontale Bogengang zu sehen waren. Hierfür benötigte es eine präzise Bildqualität, um die Strukturen erkennen und von der Umgebung abgrenzen zu können. Bei weiteren 2 Patienten war es nicht möglich, eine dementsprechende Detailvergrößerung des geforderten Felsenbeinausschnittes anzufertigen. Hieraus resultierte, dass insgesamt 4 Patienten vor Beginn der Messungen ausgeschlossen werden mussten. Sie gehörten alle zur Gruppe der Patienten mit einem CI der Firma *Cochlear®*. Das endgültige Patientengut als Basis der Messungen belief sich folglich auf 78 Patienten, was in der folgenden Abbildung 13 dargestellt ist.

Unter den 78 Patienten waren 39 männliche Patienten (50 %) und 39 weibliche Patienten (50 %). Insgesamt wurde 35 mal (45 %) auf der linken Ohrseite gemessen (*Cochlear®*: 15, *MedEl®*: 20) und 43 mal (55 %) auf der rechten Ohrseite (*Cochlear®*: 26, *MedEl®*: 17). Das Durchschnittsalter der Patienten zum Zeitpunkt der Aufnahme betrug 50,7 Jahre: ♂ 47,7 Jahre (zwischen 5 und 86 Jahren) ♀ 53,7 Jahre (zwischen 19 und 88 Jahren).



**Abbildung 13: Patientenkollektiv Fazialis:** Ausschlusskriterien, die vom ursprünglichen zum endgültigen Patientenkollektiv der Messungen am N. fazialis führten.

### ***Cochlear®* Gruppe**

41 (53 %) Patienten gehören zur Gruppe der Firma *Cochlear®*: 20 männliche Patienten und 21 weibliche Patienten. Innerhalb dieser Gruppe beträgt das Durchschnittsalter 47,37 Jahre: ♂ 43,55 Jahre (zwischen 5 und 86 Jahren) ♀ 51 Jahre (zwischen 24 und 83 Jahren).

### ***MedEl®*-Gruppe**

37 (47 %) Patienten gehören zur Gruppe der Firma *MedEl®*: 19 männliche Patienten und 18 weibliche Patienten. Die *MedEl®*-Gruppe hat ein Durchschnittsalter von 54

Jahren: ♂ 51,74 Jahre (zwischen 29 und 75 Jahren) ♀ 56,4 Jahre (zwischen 19 und 88 Jahren).

### **3.3.1.1 Patientenkollektiv: Chorda-Fazialis-Winkel**

Bei der im Folgenden unter 3.3.2.2 beschriebenen Messung des Winkels zwischen dem Abgang der Chorda tympani vom Nervus fazialis war Voraussetzung, dass die Chorda tympani in der Bildgebung genau identifiziert werden konnte. Diese Voraussetzung war bei insgesamt 14 der 78 Patienten nicht gegeben, sodass diese herausfielen. Dies betraf 8 Patienten mit *MedEl*®-Implantaten und 6 Patienten mit *Cochlear*®-Implantaten. Die Messungen des Chorda-Fazialis-Winkels beruhen daher auf einem Patientengut von 64 Patienten.

### **3.3.1.2 Patientenkollektiv: Knochenbreite**

Um die im Folgenden unter 3.3.2.3 beschriebene Breite des Knochens zwischen Fazialiskanal und Implantatelektrode auszumessen, muss in der Bildgebung Weichteilgewebe von Knochen abgrenzbar sein. Dies war bei einem Patienten der *MedEl*®-Gruppe nicht der Fall, sodass er aus der Messung herausfiel. Bei einem weiteren Patienten aus der *Cochlear*®-Gruppe überstrahlte ein Artefakt der angrenzenden Elektrode den knöchernen Abschnitt bis hin zum Fazialiskanal und verdeckte ihn. Diese Patientendaten ließen sich folglich nicht verwenden. Insgesamt konnte bei 2 Patienten der insgesamt 78 Patienten diese Messung nicht durchgeführt werden. 76 Patienten bilden somit das endgültige Kollektiv.

Die restlichen Messungen in Bezug zum N. fazialis konnten an allen 78 Patienten des ursprünglichen Patientenkollektives durchgeführt werden.

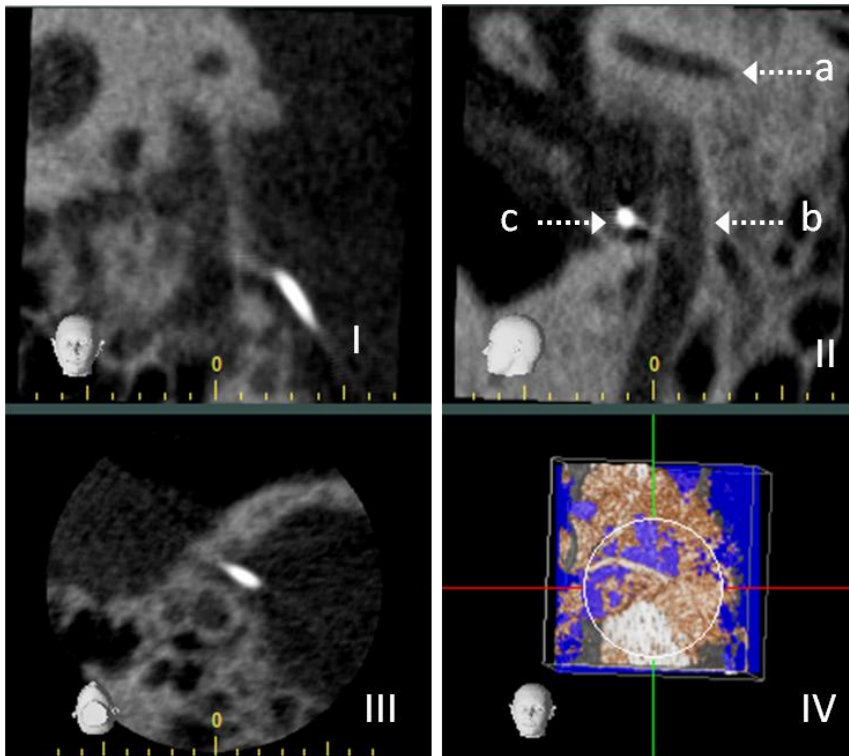
## **3.3.2 Messmethodik (Fazialis)**

Die folgenden Messungen wurden unabhängig von der Implantatfirma in gleicher Weise durchgeführt.

Die verwendete Röhrenspannung betrug im Durchschnitt 87 +/- 3,1 kV und der verwendete Röhrenstrom betrug im Durchschnitt 6,3 +/- 1,7 mA.

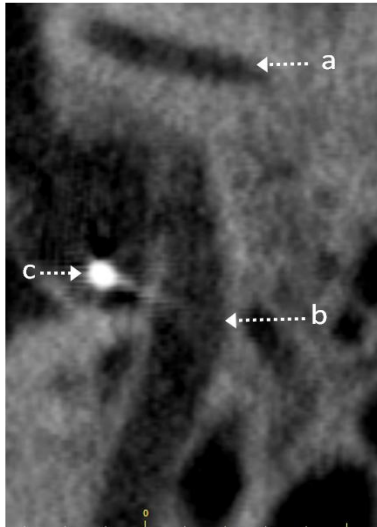
### 3.3.2.1 Rohdaten bearbeiten

Die Rohdatensätze des in 3.3.1 beschriebenen Patientenkollektives wurden gesichtet und mittels des Programmes *One Volume Viewer* (i-Dixel 2.0) in den 3D Modus rekonstruiert. Nach erfolgreicher Rekonstruktion wurde das Fadenkreuz in der coronaren und axialen Ebene so eingestellt, dass in der sagittalen Ebene der Nervus facialis im Schnittbild gut zu erkennen war. Gleichzeitig musste im Bild eine an den Fazialiskanal angrenzende Elektrode des Cochlea-Implantates zu sehen sein. Hinsichtlich seiner Bedeutung als spätere Referenzlinie, war die Darstellung des horizontalen Bogengangs in derselben Schnittbildebene elementare Voraussetzung. Das Fadenkreuz wurde schließlich so eingestellt, dass die Elektrode und der N. facialis im Mittelpunkt lagen, was in Abbildung Nr. 14 zu sehen ist.



**Abbildung 14: Felsenbein rechts mit N. facialis: I: coronare Ebene, II: sagittale Ebene, III: transversale Ebene.** Bild II zeigt die Einstellungen der sagittalen Schnittbildebene: Zu sehen sind hier der N. facialis (b), eine Implantatelektrode (c) und der horizontale Bogengang (a).

Anhand dieser Einstellung wurde eine Detailvergrößerung des beschriebenen Felsenbeinausschnittes angefertigt. Die Detailausschnitte hatten einen Durchmesser von ca. 15 mm, wobei darauf zu achten war, dass der horizontale Bogengang inbegriffen war. Ein Beispiel zeigt Abbildung 15.



**Abbildung 15: Felsenbein rechts mit N. fazialis:** Detailvergrößerung des Felsenbeins: zu sehen sind hier der horizontale Bogengang (a), der N. fazialis (b) und eine Elektrode des Cochleaimplantates (c).

### 3.3.2.2 Chorda-Fazialis-Winkel

Um den Winkel des Abganges der Chorda tympani vom Fazialis im Felsenbein darzustellen, mussten die axiale und die coronare Schnittebene so gedreht werden, dass in der sagittalen Ebene sowohl der N. fazialis als auch die Chorda tympani zu sehen waren. Der Abgang der Chorda tympani vom Fazialis ist im sagittalen Schnitt als "V" zu sehen, was Abbildung 16a verdeutlichen soll. Nachdem der Abgang der Chorda tympani im Schnittbild dargestellt wurde, wurde durch die Funktion "measure angle" der Winkel zwischen den beiden Strukturen ausgemessen. Hierfür wurden 2 Linien gezogen, welche entlang der knöchernen Begrenzung der Nerven lagen. Anhand dieser Linien konnte der Winkel durch das Auslösen eines Doppelklicks bestimmt werden. Die Lokalisation der Linien und den dadurch gemessenen Winkel zeigt Abbildung 16b.

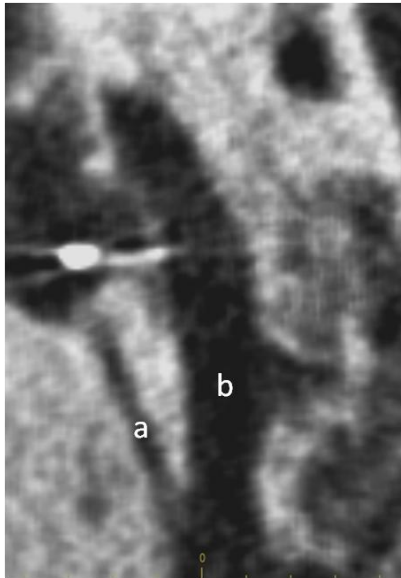


Abb.16a

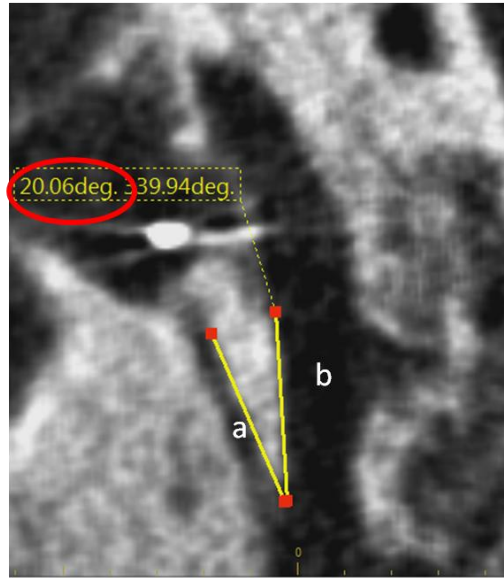


Abb.16b

**Abbildung 16a&b: Felsenbein rechts: Abgang der Chorda tympani (a) vom N. facialis(b).**

**Abbildung 16b: Messung des Winkels zwischen Chorda tympani (a) und N. facialis (b) mittels 2 zu ihnen parallelen Hilfslinien (gelb). Der gemessenen Winkel beträgt hier 20,06°(rot markiert)**

### 3.3.2.3 Lagemessungen

Als Grundlage für die Lagemessungen des Nervus facialis musste das verwendete DVT-Bild wieder in den Ausgangszustand gebracht werden. Im sagittalen Anschnitt waren somit der N. facialis, der horizontale Bogengang und die Implantatelektrode zu sehen (siehe Abb.17). Als Referenzlinie für die folgenden Messungen wurde eine Linie parallel zum horizontalen Bogengang gelegt, was Abbildung 17 a verdeutlicht. Diese Linie wurde anschließend nach kaudal verschoben, sodass sie durch den Mittelpunkt der sichtbaren CI-Elektrode verlief, was in Abbildung 17 b zu sehen ist. Entlang der verschobenen Linie konnten nun die folgenden Parameter gemessen werden.

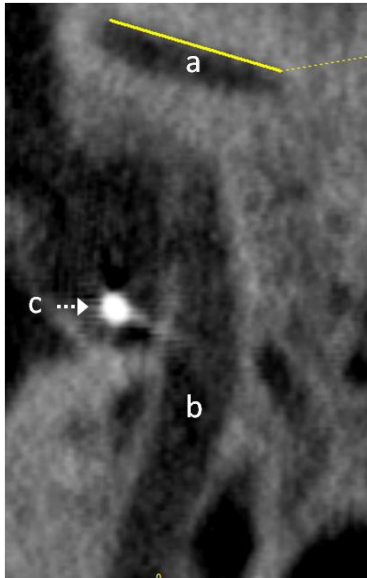


Abb.17a

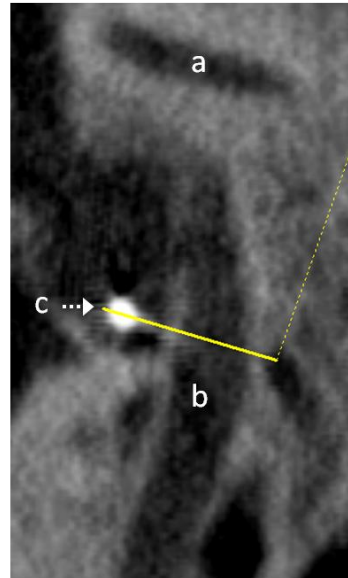


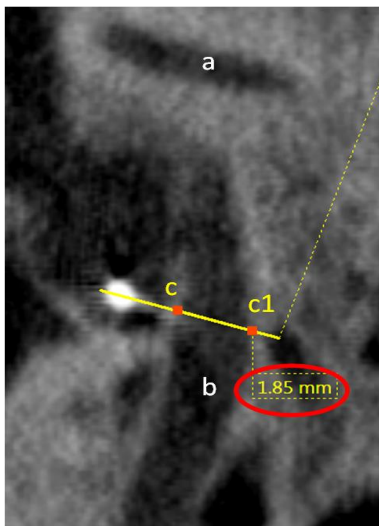
Abb.17b

**Abbildung 17a:** Felsenbein rechts: Parallele (durchgezogene gelbe Linie) zum horizontalen Bogengang (a).

**Abbildung 17b:** Parallelverschiebung der Parallelen (durchgezogene gelbe Linie) zum horizontalen Bogengang(a) nach kaudal durch den Mittelpunkt der Elektrode (c) des CI's. N. facialis (b)

**In dieser Bildebene wurden 3 Parameter gemessen:**

1. Es wurde die **Breite des Nervus facialis** von Knochengrenze zu Knochengrenze ausgemessen (Abb. 18).



**Abbildung 18:** Felsenbein rechts: Messung der Breite des N. facialis(b) zwischen seinen knöchernen Begrenzung (c&c1) entlang der Parallelen (gelbe Linie) zum horizontalen Bogengang (a). Die Breite des N. facialis, begrenzt durch 2 rote Punkte dargestellt, beträgt 1,85 mm.

2. Es wurde der **Abstand vom Elektrodenmittelpunkt zum angrenzenden knöchernen Rand des N. fazialis** gemessen, definiert durch den Übergang von Weichteil zu Knochen (Abb. 19).

3. Zum Schluss wurde die **Breite des Knochens zwischen N. fazialis und Mittelohr** in Richtung Elektrode vermessen (Abb.20).

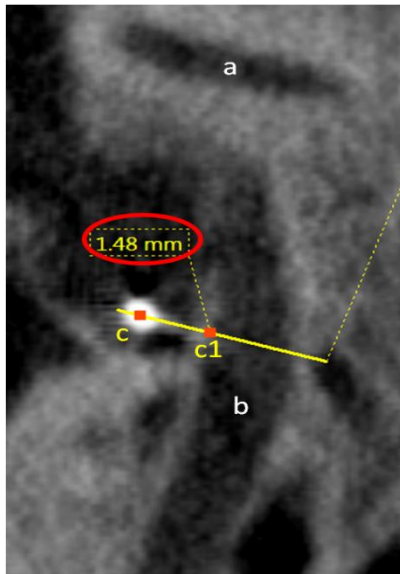


Abb.19

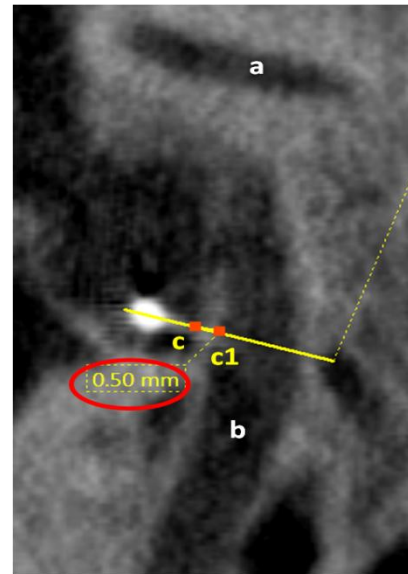


Abb.20

**Abbildung 19: Felsenbein rechts: Abstand vom Mittelpunkt der Elektrode (c) zum angrenzenden knöchernen Rand des N. fazialis (c1) entlang der Parallelen zum horizontalen Bogengang (a).** Der Abstand, durch 2 rote Punkte begrenzt dargestellt, beträgt 1,48 mm (rot markiert). N. fazialis (b)

**Abbildung 20: Felsenbein rechts: Messung der Knochenbreite zwischen der knöchernen Begrenzung des Mittelohres (c) und der knöchernen Begrenzung des N. fazialis (c1) entlang der Parallelen (gelbe Linie) zum horizontalen Bogengang (a).** Die Breite, hier begrenzt durch 2 rote Punkte dargestellt, beträgt 0,5mm (rot markiert). N. fazialis (b)



### 3.4 Statistik

Die in diesem Abschnitt "Material und Methoden" beschriebenen Messungen wurden mithilfe des Statistikprogramms SPSS 17.0 (SPSS Inc., IBM, Chicago, IL, USA) ausgewertet. Für alle oben genannten Messungen wurden die spezifischen Mittelwerte und die jeweilige Standardabweichung bestimmt. Zum statistischen Vergleich der Messwerte der beiden Firmengruppen *Cochlear*® und *MedEl*® als auch in der Analyse geschlechtsspezifischer Unterschiede wurde der T-Test für unabhängige Variablen durchgeführt. Für alle signifikanten Werte wurde ein Konfidenzintervall von 5 % angegeben. Die ermittelten Werte aller der in das 5% Konfidenzintervall fallenden p - Werte liegen zu 92,7% bei  $p \leq 0,001$  (bei 7,3%  $0,001 < p < 0,05$ ), weshalb eine Signifikanz des Zusammenhangs auch unter Berücksichtigung der Bonferroni-Korrektur nachgewiesen werden konnte. Dies sowie alle ermittelten p-Werte zeigt Tabelle 9.6 im Anhang.

## 4. Ergebnisse

Zur Validierung der Ergebnisse liegen allen Messungen 2 Gütekriterien zu Grunde:

1. Die Messungen des Durchmessers der Cochlea, welche im Vergleich zu anatomischen Studien bezüglich der Variabilität der Cochlea betrachtet werden. Eine ausführliche Beschreibung und Interpretation dieses Gütekriteriums zeigt Abschnitt 5.2.1 der Diskussion.
2. Die Messungen der Breite der einzelnen Implantatelektroden (Firma Cochlear®), welche im direkten Vergleich mit den zugehörigen Herstellerangaben zur Elektrodenbreite verglichen werden. Eine ausführliche Beschreibung und Interpretation dieses Gütekriteriums zeigt Abschnitt 5.2.2.5 der Diskussion und Tabelle 10.

### 4.1 Insertionstiefe der Implantate

#### Cochlear®

Bei 9 von 35 Patienten konnten alle 22 Elektroden des Implantates innerhalb der ersten gemessenen 360° identifiziert werden. Insgesamt wurden bei 26 Patienten Elektroden tiefer als 360° inseriert. Bei 19 Patienten liegen die ersten 21 Elektroden, bei 30 die ersten 20 Elektroden und bei 34 die ersten 19 Elektroden innerhalb der 360°. Die Elektroden 1-18 sind bei allen 35 Patienten innerhalb der ersten 360° der Cochleawindung zu finden. Die folgende Tabelle 1 zeigt zusätzlich, bei wie vielen Patienten, welche Elektrodenanzahl noch tiefer als 360° in die Cochlea inseriert wurden.

Elektrodenanzahl innerhalb der basalen 360°	Patientenanzahl	Elektrodenanzahl die tiefer als 360° liegen	Patientenanzahl
22	9	1 (Elektrode Nr.22)	26
21	19	2 (Elektrode 21-22)	16
20	30	3 (Elektrode 20-22)	5
19	34	4 (Elektrode 19-22)	1
18	35	5 (Elektrode 18-22)	0

**Tabelle 1: Insertionstiefe der Elektroden (Cochlear®):** Elektrodenanzahl innerhalb und außerhalb der 360°, jeweils der entsprechenden Patientenanzahl zugeordnet.

### MedEl®

Innerhalb der 360° kamen maximal die Elektroden 1-9 des Cochleaimplantat der Firma *MedEl®* zum Liegen. Dies war bei 6 Patienten der Fall. Die Elektroden 10-12 liegen bei allen untersuchten Patienten außerhalb der ersten 360° der Cochlea. Die Elektroden Nummer 1-7 sind bei allen Patienten innerhalb der 360° zu finden. Die folgend Tabelle 2 zeigt detailliert, bei wie vielen Patienten, welche Elektrodenanzahl innerhalb und außerhalb der 360° liegen. Zum Beispiel wurden bei 24 Patienten jeweils 4 Elektroden tiefer als 360° inseriert, dies waren die Elektroden Nr. 9-12.

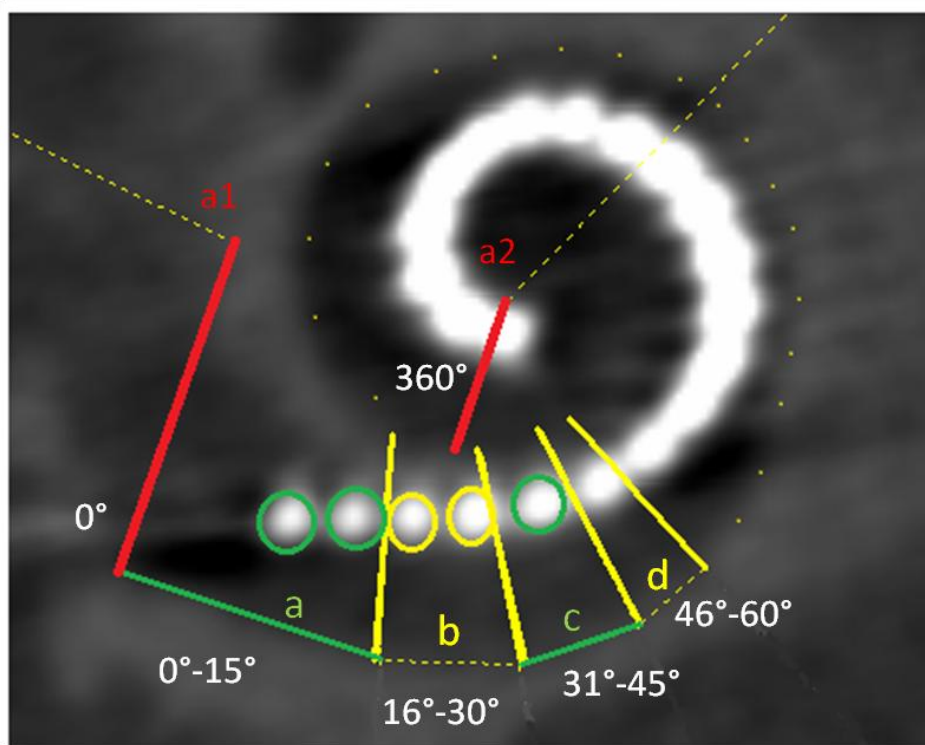
Elektrodenanzahl Innerhalb der basalen 360°	Patientenanzahl	Elektrodenanzahl die tiefer als 360° liegen	Patientenanzahl
12	0	1 (Elektrode Nr.12)	30
11	0	2 (Elektrode 11-12)	30
10	0	3 (Elektrode 10-12)	30
9	6	4 (Elektrode 9-12)	24
8	24	5 (Elektrode 8-12)	6
7	30 (alle Patienten)	6 (Elektrode 7-12)	0

**Tabelle 2: Insertionstiefe der Elektroden (MedEl®):** Elektrodenanzahl innerhalb und außerhalb der 360°, jeweils der entsprechenden Patientenanzahl zugeordnet

## 4.2 Ergebnisse der Messungen an der Cochlea

### 4.2.1 Vorbemerkungen

Als Grundlage des Ergebnisteils wurden die ersten 360° der Cochleawindung in 15° Schritte unterteilt. Es entstanden hierdurch im Abstand von jeweils 15° die folgenden Winkelgruppen: 0°-15°, 15°-30°, 30°-45° ... 345°-360°. Der Startpunkt der 360° wurde durch die Basislinie (bei 0°) am Beginn der Cochleawindung festgelegt. Diese Winkelgruppen dienen dazu, die Elektroden der Cochleaimplantate zu kategorisieren. Anhand ihres Insertionswinkels innerhalb der 360° wurden die Elektroden der Cochleaimplantate diesen Winkelgruppen zugeteilt. Ein Beispiel: Alle Elektroden, mit einem Insertionswinkel zwischen 0°-15°, wurden somit in die Gruppe 0°-15° eingeteilt. Alle Elektroden, die einen Insertionswinkel von > 15° und < 30° hatten, wurden in die Winkelgruppe von 15°-30° eingeteilt usw. Die folgende Abbildung 21 verdeutlicht dies: Hier ist zu erkennen, dass innerhalb der ersten 15°, also zwischen 0°-15° (*-a, grüner Winkelbereich*) 2 Elektroden liegen (grün umrandet). Diese beiden Elektroden werden demzufolge der Winkelgruppe 0°-15° (*a*) zugeteilt. In den folgenden 15 Grad, also in dem Bereich von 15°-30° (*-b, gelber Winkelbereich*), liegen ebenfalls 2 Elektroden (*gelb umrandet*), die der Winkelgruppe 15°-30° zugeteilt werden. Im Winkelbereich von 30°-45° (*-c, grüner Winkelbereich*) liegt nur eine Elektrode (*grün umrandet*), sodass nur diese Elektrode der entsprechenden Winkelgruppe (*c*) zugeteilt werden kann. Die Gruppeneinteilung erfolgt dementsprechend weiter in 15° Schritten (in Abbildung 21 als gelbe Punkte entlang der Cochleawindung angedeutet), bis die 360° (*markiert durch die rote Linie a2*) erreicht werden. Diese Vorgehensweise wurde bei allen Patienten durchgeführt. Da alle unter 3.2.3 beschriebenen Messungen an Positionen vorgenommen wurden, an denen sich eine Elektrode befand, konnten somit alle Messparameter den Winkelgruppen zugeordnet werden. Abbildung 21 zeigt die Einteilung der Winkelgruppen anhand eines Cochlea-Implantates der Firma *Cochlear®*. Für Patienten mit einem Cochleaimplantat der Firma *MedEl®* erfolgte die äquivalente Vorgehensweise.



**Abbildung 21: Cochlea rechts, CI Cochlear®: Einteilung der Elektroden in Winkelgruppen in 15° Schritten innerhalb der basalen 360° Windung der Cochlea.** (a1: Basislinie bei 0°; a2: Ende der 360°). **a:** Abschnitt der ersten 15° (Winkelbereich von 0°-15°) grün markiert mit den beiden ebenfalls grün markierten Elektroden innerhalb dieses Winkelbereiches. **b:** Abschnitt der zweiten 15° im gelb markierten Winkelbereich von 16°-30° mit den beiden ebenfalls gelb markierten, darin liegenden Elektroden. **c:** Abschnitt der dritten 15°-Winkelgruppe im grün markierten Winkelbereich von 31°-45° mit der darin liegenden Elektrode (grün markiert). **d:** Abschnitt der folgenden 15° - Winkelgruppe im Bereich von 46°-60°. Die gelben Punkte entlang der Cochleawindung zeigen schematisch die weitere Einteilung der 360°-Windung in 15° Abständen.

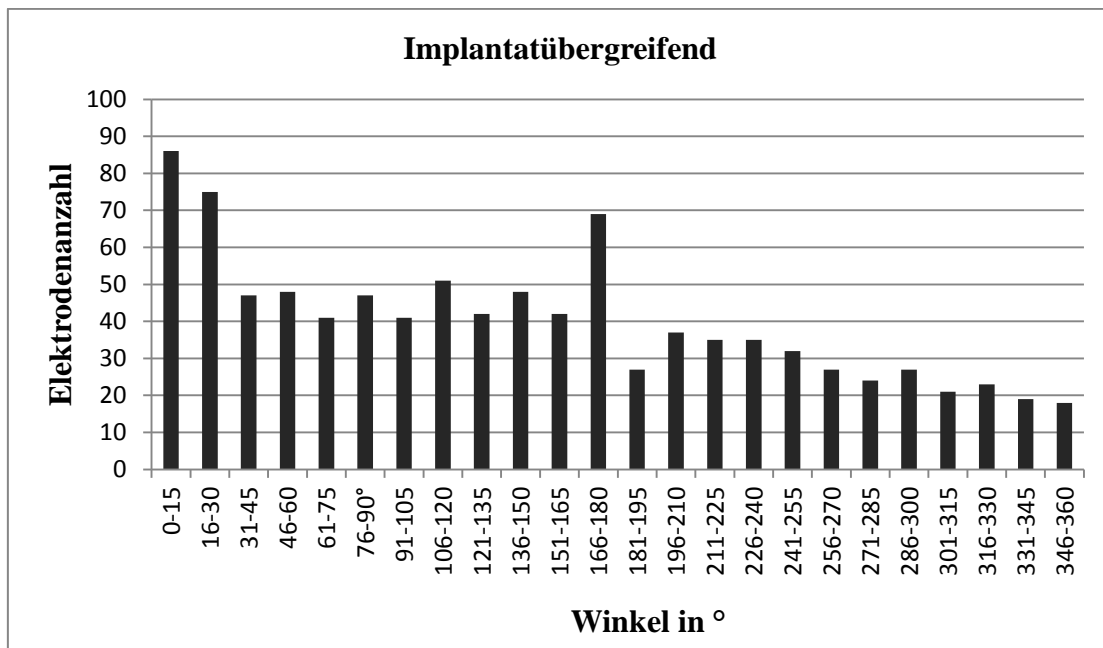
Zusätzlich zu der Einteilung in Winkelgruppen in 15° Schritten, erfolgte eine äquivalente Einteilung in 30° Schritten. Diese Einteilung in 30° Schritte wurde jedoch im Laufe der Auswertung als zu ungenau befunden. Deshalb beziehen sich die folgenden Ergebnisse auf die in 15° Abschnitten zusammengefassten Elektrodengruppen der beiden Implantatfirmen.

#### 4.2.2 Winkelgruppen 15°

##### Implantattyp übergreifend

Insgesamt wurden 962 Einzelelektroden beider Implantatfirmen den 15°-Winkelgruppen zugeteilt. Die Anzahl der Elektroden innerhalb der 15°-Abschnitte hat ihr Maximum am Beginn der basalen Cochleawindung. Hier liegen 86 Elektroden

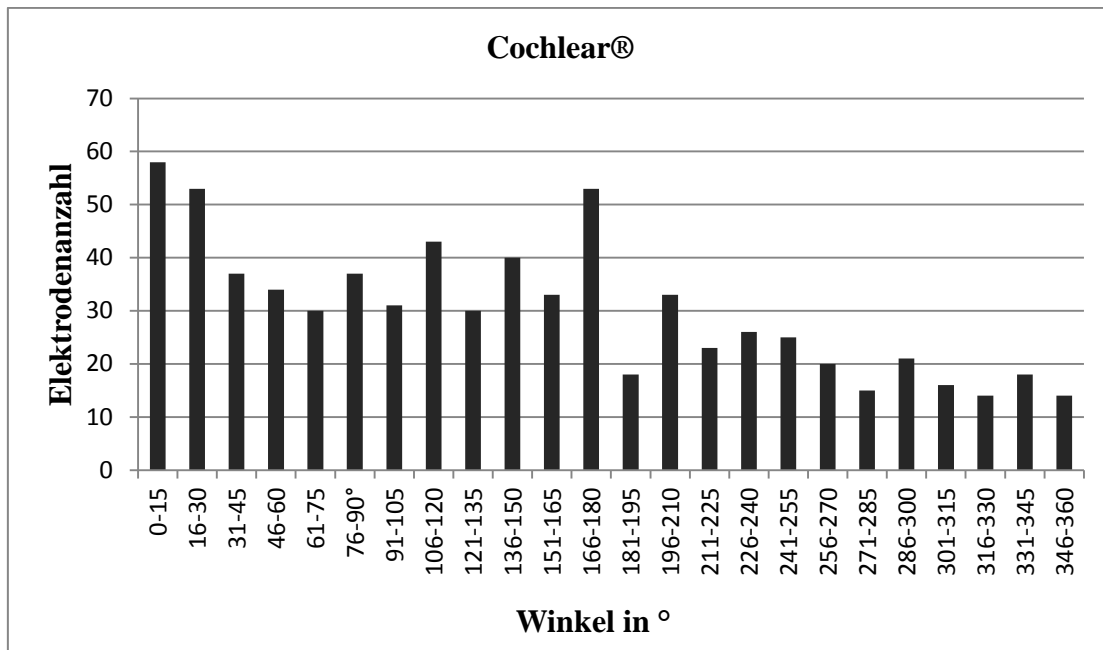
innerhalb der ersten 15° (8,9 % aller Elektroden). Das Minimum liegt bei 18 Elektroden im apikalen Bereich von 346°-360° (1,9%). Die Elektrodenanzahl innerhalb der Winkelgruppen nimmt von basal nach apikal kontinuierlich ab. Eine Ausnahme zeigt der Bereich von 166°-180°. Hier steigt die Anzahl von vorher 42 Elektroden (innerhalb der vorigen 150°-165°) auf 69 Elektroden. Dies ist im folgenden Säulendiagramm 1 zu erkennen.



**Diagramm 1: Elektrodenhäufigkeit in 15°-Gruppen:** Den Implantattyp übergreifende Elektrodenhäufigkeit innerhalb der in 15° Schritten unterteilten Winkelgruppen.

### Cochlear®

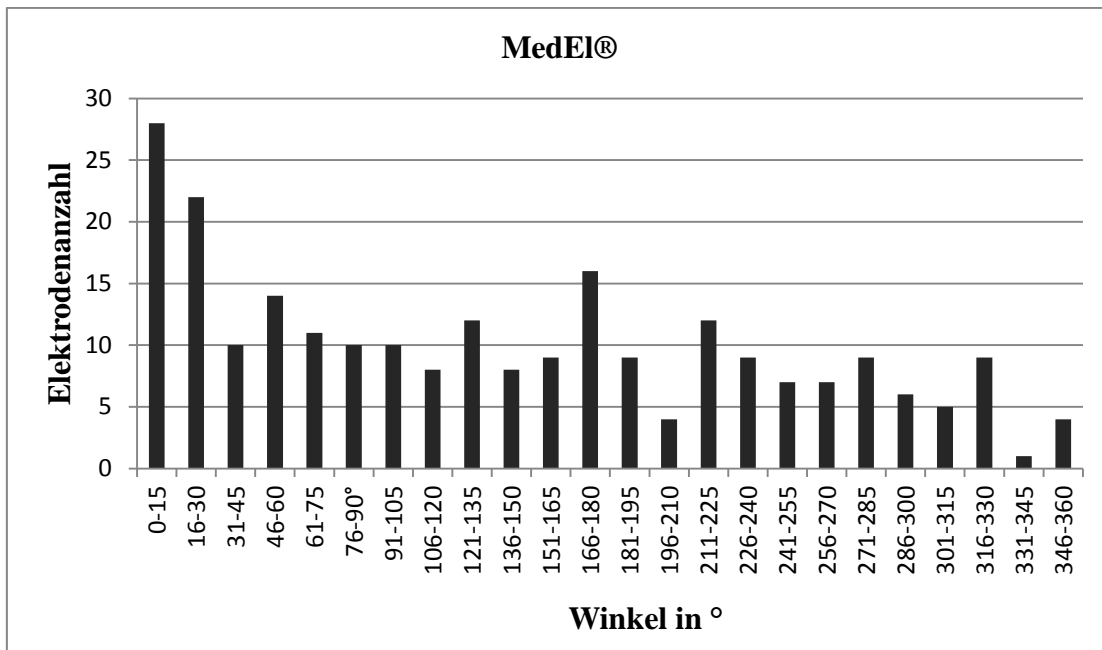
Es wurden insgesamt 722 Elektroden der Firma *Cochlear®* den 15°-Winkelgruppen zugeteilt. Das Maximum, der einer Winkelgruppe zugeordneten Elektrodenzahl, liegt mit 58 Elektroden (8%) am Beginn der basalen Cochleawindung, innerhalb der ersten 15°. Das Minimum liegt mit 14 Elektroden (1,9%) im Endbereich der basalen Cochleawindung bei 316°-330° und 346°-360°. Die Elektrodenanzahl nimmt von basal nach apikal kontinuierlich ab. Eine Ausnahme zeigt der Bereich von 166°-180°. Hier steigt die Anzahl von vorher 33 Elektroden (innerhalb der vorigen 150°-165°) auf 53 Elektroden um dann im folgenden Bereich von 181°-195° wieder auf 18 Elektroden zu fallen. Dies veranschaulicht das folgende Säulendiagramm 2.



**Diagramm 2: Elektrodenhäufigkeit Cochlear® in 15°-Gruppen:** Elektrodenhäufigkeit der Firma Cochlear® innerhalb der in 15°Schritten unterteilten Winkelgruppen.

### MedEl®

Es wurden insgesamt 240 Elektroden der Firma *MedEl*® den 15°-Winkelgruppen zugeteilt. Der Maximalwert der einer Winkelgruppe zugeordneten Elektrodenzahl beträgt 28 Elektroden (11,7%) und liegt am Beginn der basalen Cochleawindung, innerhalb der ersten 15°. Das Minimum liegt bei einer Elektrode (0,4%) im Bereich von 331°-345°. In diesem Winkelbereich, in dem nur eine Elektrode lag, konnten deshalb im Folgenden keine Geschlechtsunterschiede und keine Standardabweichung gemessen werden. Die Elektrodenanzahl nimmt von basal nach apikal ab. Einige Ausreißer nach oben sind im folgenden Diagramm 3 zu sehen. Der größte Ausreißer liegt im Bereich von 166°-180°. Hier steigt die Anzahl von vorher 9 Elektroden (innerhalb der vorigen 150°-165°) auf 16 Elektroden um dann im folgenden Bereich von 181°-195° wieder auf 9 Elektroden zu fallen. Ein Ausreißer nach unten zeigt der Winkelbereich von 196°-210°. Hier fällt die Elektrodenanzahl von 9 auf 4 Elektroden, um dann im folgenden Winkelbereich wieder auf 12 anzusteigen. Dies zeigt Diagramm 3.



**Diagramm 3: Elektrodenhäufigkeit MedEl® in 15°-Gruppen:** Elektrodenhäufigkeit der Firma *MedEl®* innerhalb der in 15°Schritten unterteilten Winkelgruppen

### 4.2.3 Deskriptive Statistik

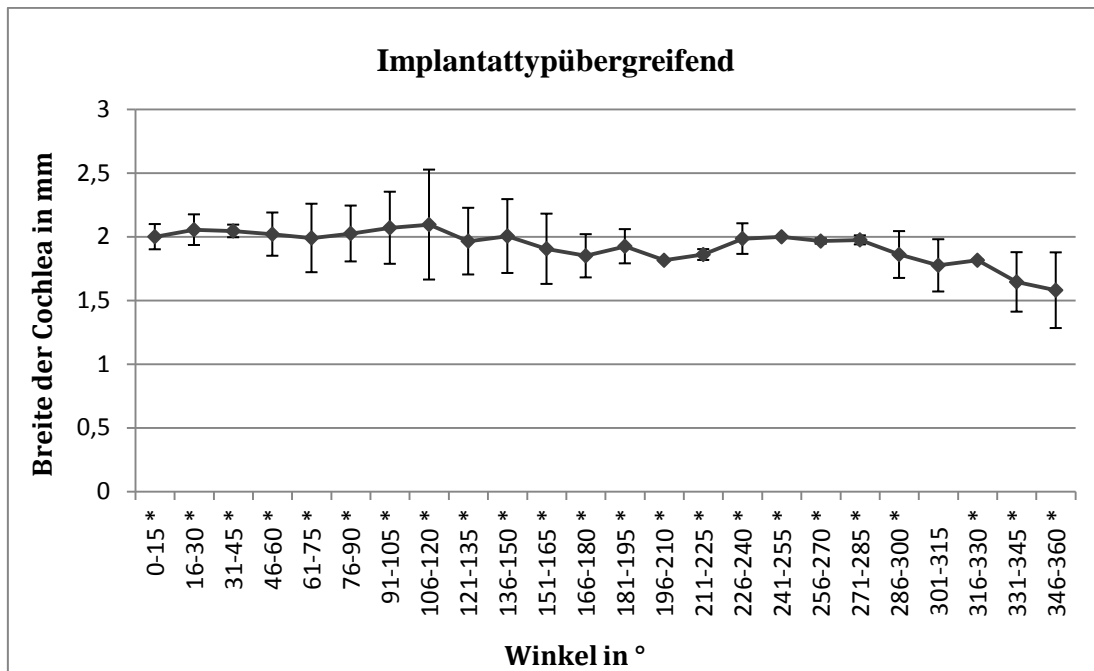
Die Detailergebnisse, welche die Grundlage für die folgenden Auswertungen darstellen sind im Anhang unter 9.5 ergänzend zusammengestellt.

#### 4.2.3.1 Ergebnisse Implantattypübergreifend

##### Breite der Cochlea

Die durchschnittliche Breite der Cochlea nimmt von basal in Richtung apikal kontinuierlich ab, wobei vereinzelte Schwankung zwischendurch in Diagramm 4 zu sehen sind. Der Maximalwert liegt bei 2,1 mm zwischen 106°-120° mit einer Standardabweichung von  $\pm 0,43$  mm. Die minimale Breite beträgt 1,58  $\pm 0,3$  mm zwischen 345°-360°. Dies zeigt Diagramm 4.





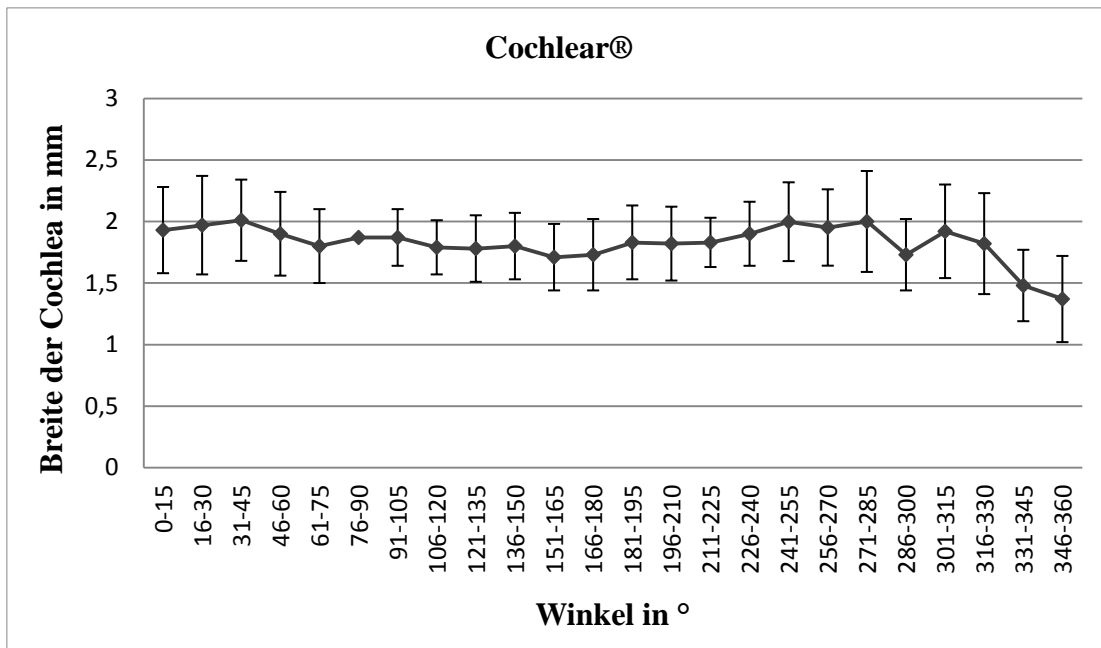
**Diagramm 4: Implantattypübergreifend: Durchschnittliche Breite der Cochlea** innerhalb der Winkelgruppen der ersten 360°, inklusive der jeweiligen Standardabweichung im positiven und negativen Bereich.

Im folgenden Abschnitt werden die Messergebnisse der zuvor unter 3.2.2.4 beschriebenen Messungen nach Implantatfirmentyp sortiert beschrieben.

#### 4.2.3.2 Ergebnisse der Gruppe Cochlear®

##### Breite der Cochlea

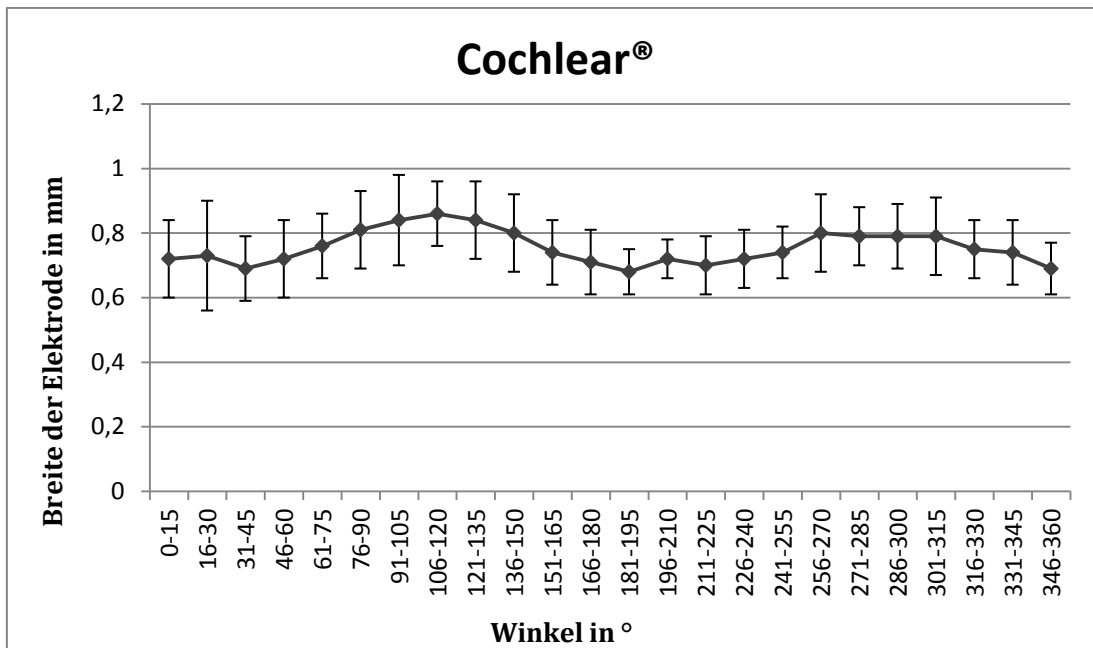
Bei den Messungen der Patienten mit CI der Firma *Cochlear®* nimmt die durchschnittliche Breite der Cochlea von basal nach apikal ab. Der maximale Durchmesser befindet sich zwischen 31° - 45° der Cochleawindung mit 2,01 +/- 0,33 mm. Im weiteren Verlauf der Cochlea nimmt ihr Durchmesser ab, bis zu seinem Minimum von 1,37 +/- 0,35 mm am Ende der ersten 360° Windung. Im Bereich von 241°-285° wird eine vorübergehende Zunahme des Durchmessers bis auf 2,0 +/- 0,41 mm gemessen. Diagramm 5 zeigt alle Mittelwerte der Cochleabreite, den Winkelgruppen zugeordneten.



**Diagramm 5: Patientenkollektiv Cochlear®: Durchschnittliche Breite der Cochlea** innerhalb der ersten 360° inklusive Standardabweichung.

### Breite der Elektrode

Die durchschnittliche Breite der Elektroden der Firma *Cochlear®* beträgt 0,76 mm, mit einer Standardabweichung von  $\pm 0,1$ mm. Das Maximum liegt bei 0,86  $\pm 0,1$ mm im Bereich von 106°-120° und das Minimum bei 0,68  $\pm 0,07$  (181°-195°). Den Verlauf der Breite der Elektroden zeigt Diagramm 6. Eine Schemazeichnung eines Elektrodenarrays mit den Elektroden 1-22 ist in Abbildung 22 im Vergleich zu Diagramm 6 zu sehen. Eine weiterführende ausführliche Beschreibungen der einzelnen Elektrodenbreiten, im Vergleich mit den realen Daten laut Herstellerangaben, findet sich in der Diskussion unter 5.2.2.5 und Tabelle 10.



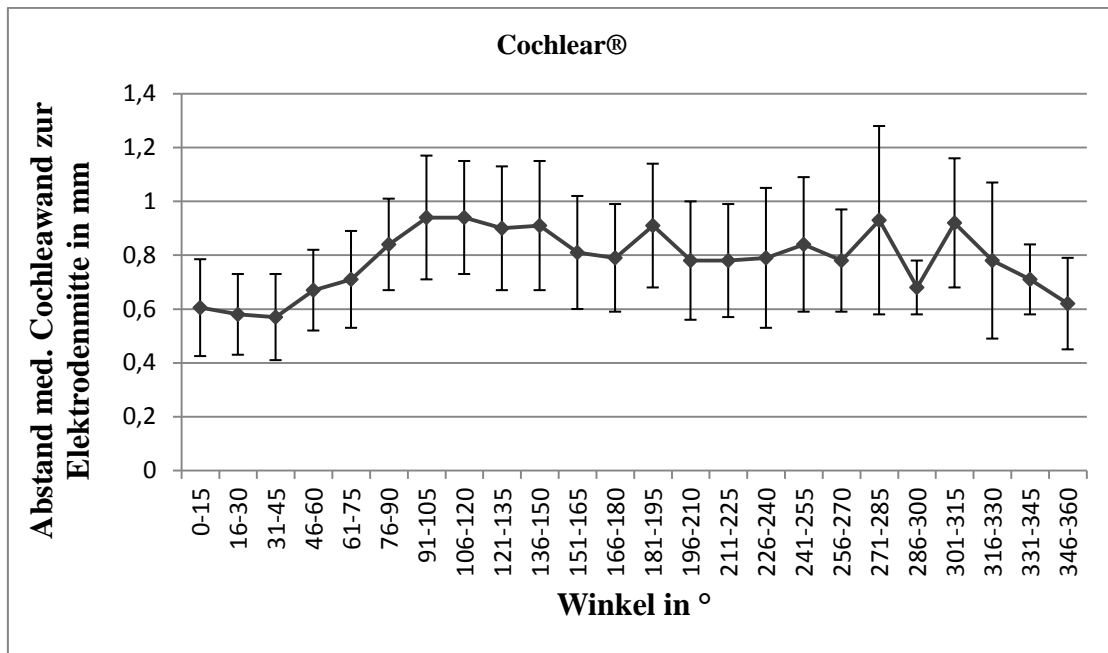
**Diagramm 6: Patientenkollektiv Cochlear®: Durchschnittliche Breite der Elektrode** innerhalb der ersten 360° inklusive Standardabweichung.



**Abbildung 22: Elektrodenarray der Firma Cochlear® mit den Elektroden 1-22** (Quelle Cochlear ®)

#### **Abstand mediale Cochleawand zur Elektrodenmitte (Bezug zum Modiolus)**

Der Abstand der medialen Cochleawand zum Mittelpunkt der Elektrode beträgt im Mittelwert 0,78 mm +/- 0,12 mm Standardabweichung. Das absolute Minimum beträgt 0,57 +/- 0,16 mm innerhalb des 31° - 45° Abschnittes der basalen Cochleawindung. Der Abstand nimmt kontinuierlich mit fortschreitender Winkelzahl zu, bis zu einem maximalen Abstandswert von 0,94 mm zwischen 91°-120°. Im folgenden Verlauf der Cochleawindung variiert der Abstand der medialen Cochleawand zur Elektrodenmitte bis zur 315° Grad-Grenze. Ab hier verkleinert sich der mediale Abstand zwischen Cochleawand und Elektrodenmitte kontinuierlich bis zum Ende der basalen Cochleawindung, wo er 0,62 mm +/- 0,17 mm beträgt. Dies beschreibt Diagramm 7.



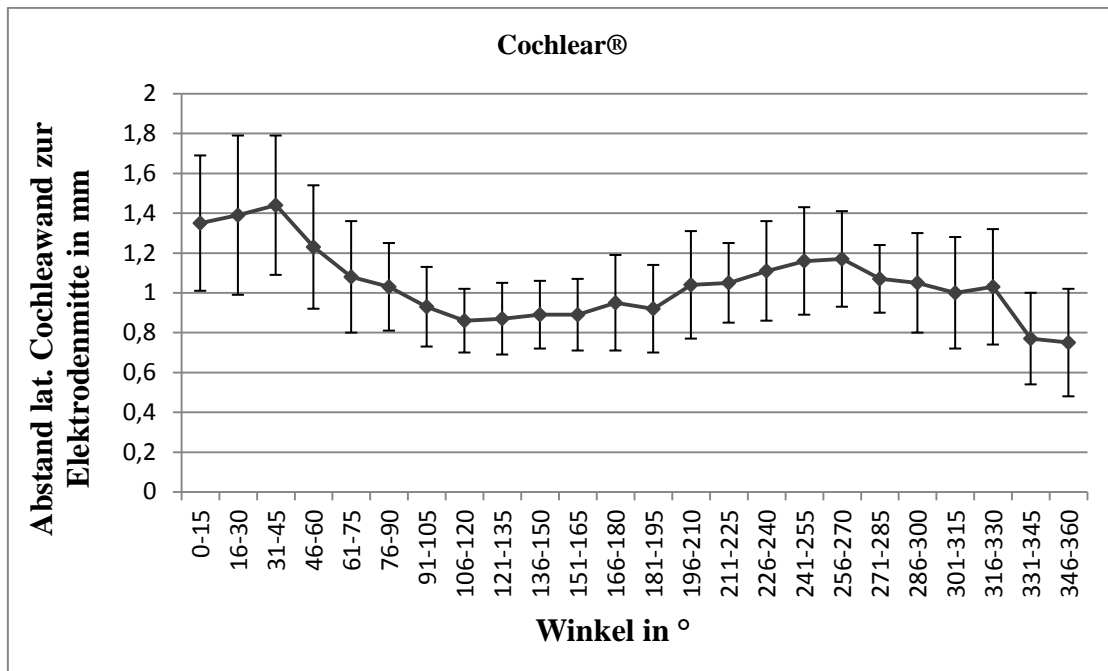
**Diagramm 7: Patientenkollektiv Cochlear®: Verlauf der Mittelwerte des Abstandes der medialen Cochleawand zur Elektrodenmitte** innerhalb der ersten 360° inklusive Standardabweichung.

### **Abstand mediale Cochleawand zur medialen Wand der Elektrode**

Die Messergebnisse dieser Kategorie sind in Ihrem Verlauf äquivalent zu dem beschriebenen Verlauf der Ergebnisse des Abstandes der medialen Cochleawand zur Elektrodenmitte. Sie sind jeweils nur um den Betrag des gemessenen Radiuses der jeweiligen Elektrode kleiner als die Ergebnisse in Bezug zur Elektrodenmitte.

### **Abstand laterale Cochleawand zur Elektrodenmitte**

Der Abstand von der lateralen Cochleawand zur Mitte der Elektrode beträgt im Mittelwert aller Elektroden der basalen Cochleawindung  $1,0 \pm 0,18$  mm. Innerhalb der ersten 45° der Messungen steigt der Abstand an bis auf sein Maximum von  $1,44 \pm 0,35$  mm bei 31° - 45°. Von hier ab fällt der Abstand kontinuierlich bis zur 120° Marke ab, bis auf den Wert von  $0,86 \pm 0,16$  mm. Zwischen 121° - 270° steigt der laterale Abstand zur Elektrodenmitte wieder stetig an bis auf  $1,17 \pm 0,24$  mm. Im apikalen Bereich der basalen Cochleawindung ab 271° fällt er erneut bis auf das dortige Minimum von  $0,75 \pm 0,27$  mm ab. Dies beschreibt Diagramm 8.



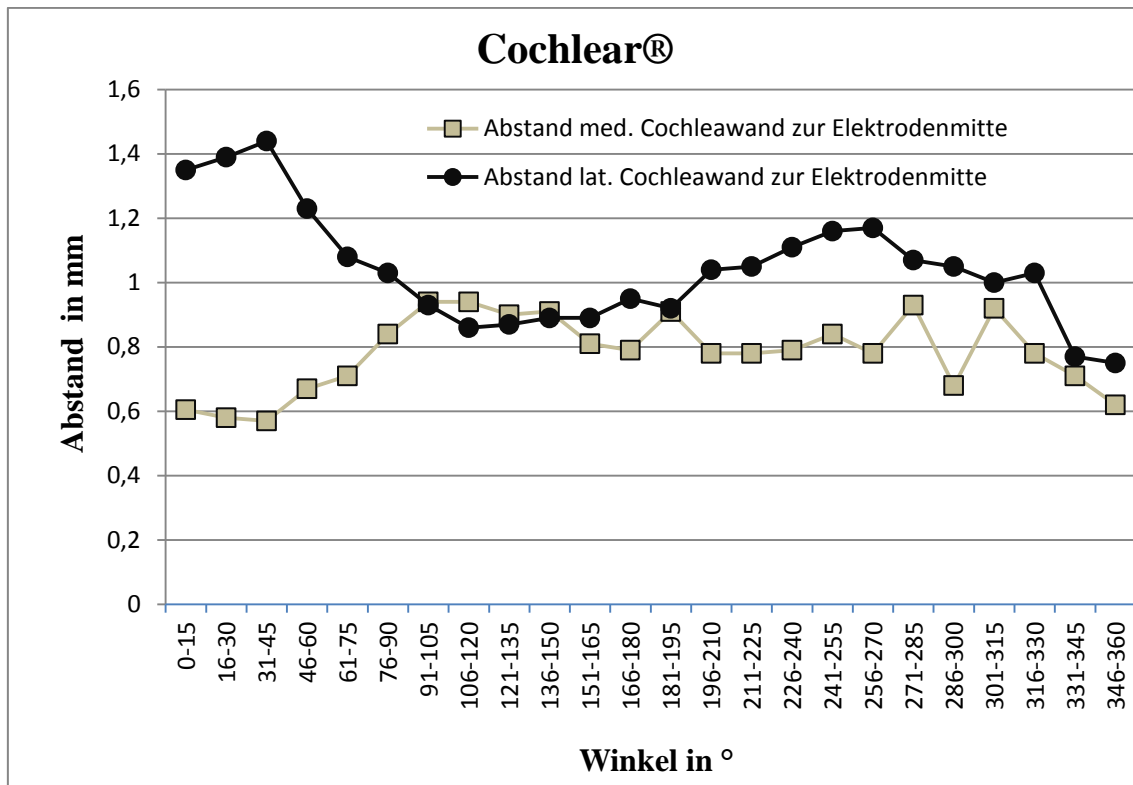
**Diagramm 8: Patientenkollektiv Cochlear®: Verlauf der Mittelwerte des Abstandes der lateralen Cochleawand zur Elektrodenmitte innerhalb der ersten 360° inklusive Standardabweichung.**

### **Abstand laterale Cochleawand zur lateralen Wand der Elektrode**

Die Messergebnisse dieser Kategorie sind in Ihrem Verlauf äquivalent zu dem beschriebenen Verlauf der Ergebnisse des Abstandes der lateralen Cochleawand zur Elektrodenmitte. Sie sind jeweils nur um den Betrag des gemessenen Radius der jeweiligen Elektrode kleiner als die Ergebnisse in Bezug zur Elektrodenmitte.

### **Lage des Elektrodenarrays Cochlear® zur medialen und lateralen Cochleawand**

Das folgende Diagramm 9 veranschaulicht zusammenfassend die Lage des Elektrodenarrays der Firma Cochlear® innerhalb der basalen Cochleawand. Es zeigt das Verhältnis der Elektrodenlage zur medialen und zur lateralen Cochleawand durch die Gegenüberstellung der jeweils zuvor aufgeführten Messergebnisse.

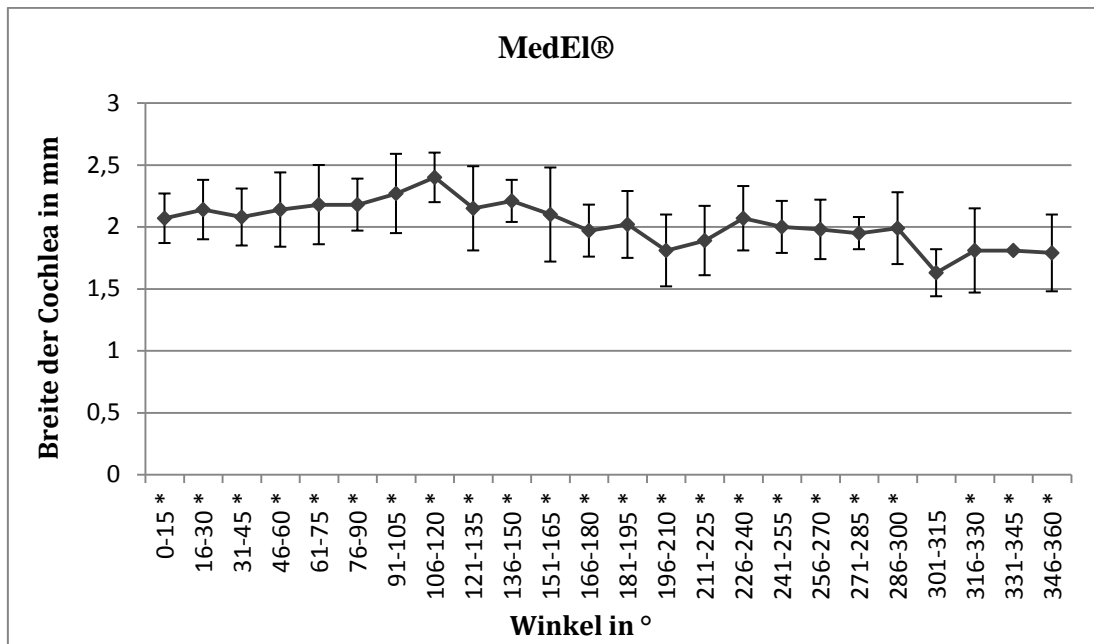


**Diagramm 9: Patientenkollektiv Cochlear®: Gegenüberstellung der Abstände zur Cochleawand:** Mittelwerte der Abstände von der Elektrodenmitte ausgehend zur medialen (graue Linie) und zur lateralen (schwarze Linie) Cochleawand.

#### 4.2.3.3 Ergebnisse der Gruppe MedEl®

##### Breite der Cochlea

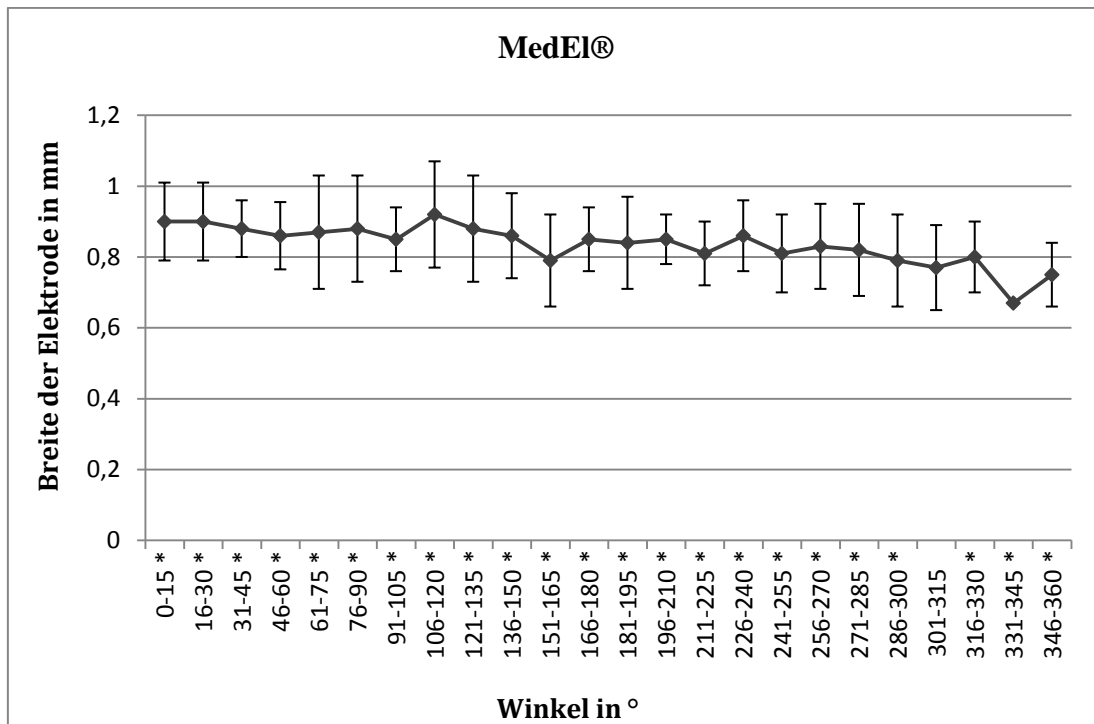
Bei den Messungen der Patienten mit CI der Firma *MedEl®* fällt die durchschnittliche Breite der Cochlea von basal Richtung apikal ab. Der maximale Durchmesser befindet sich zwischen 91°-105° der Cochleawindung mit 2,27 +/- 0,32 mm. Im weiteren Verlauf der Cochlea nimmt ihr Durchmesser ab, bis zu seinem Minimum von 1,63 +/- 0,19 mm im Bereich von 301°-315°. Am Ende der ersten 360° Windung der Cochlea liegt ihre Breite bei 1,79 +/- 0,31 mm. Diagramm 10 zeigt alle Mittelwerte der Cochleabreite den Winkelgruppen zugeordnet, inklusive der Standardabweichungen. Im Winkelbereich zwischen 331°-345° befindet sich nur eine Elektrode des CI's, deshalb ist eine Berechnung der Standardabweichung hier nicht möglich.



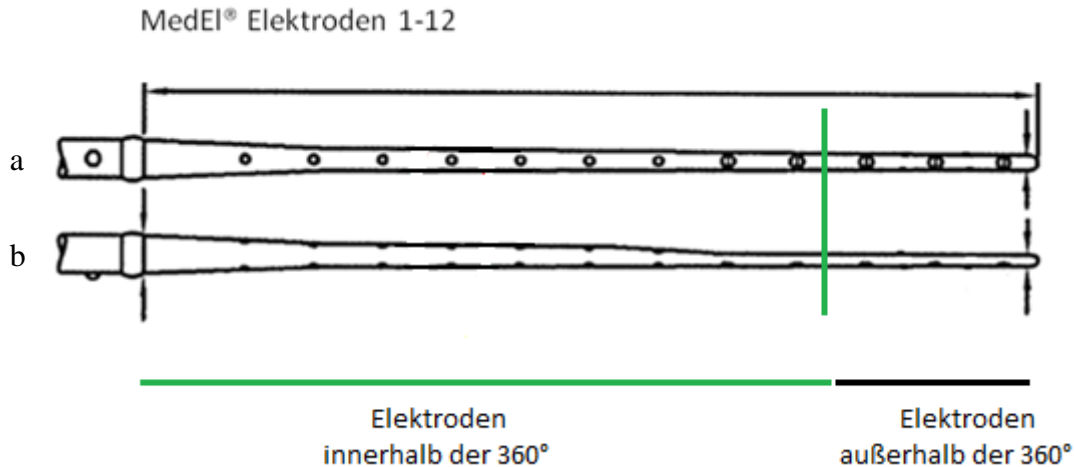
**Diagramm 10: Patientenkollektiv MedEl®: Durchschnittliche Breite der Cochlea** innerhalb der ersten 360° inklusive Standardabweichung.

### Breite der Elektrode

Die durchschnittliche Breite der Elektroden der Firma *MedEl®* beträgt 0,84 mm mit einer Standardabweichung von  $\pm 0,06$  mm. Das Maximum liegt bei 0,92  $\pm 0,15$  mm im Bereich von 106°-120° und das Minimum bei 0,67 (331°-345°). Das folgende Diagramm 11 zeigt alle gemessenen Mittelwerte der Elektrodenbreite, die mit fortschreitender Winkelgruppe abnehmen, inklusive der jeweiligen Standardabweichungen. Hierbei ist zu beachten, dass das Diagramm 11 nur die Mittelwerte der Elektroden 1-9 darstellt, da nur diese wie in 4.1 beschrieben innerhalb der 360° liegen. Die 360°-Begrenzung ist in Abbildung 23 mittels einer grünen Senkrechten innerhalb der Schemazeichnung des Elektrodenarrays markiert.



**Diagramm 11: Patientenkollektiv MedEl®: Durchschnittliche Elektrodenbreite** innerhalb 0°-360° inklusive Standardabweichung



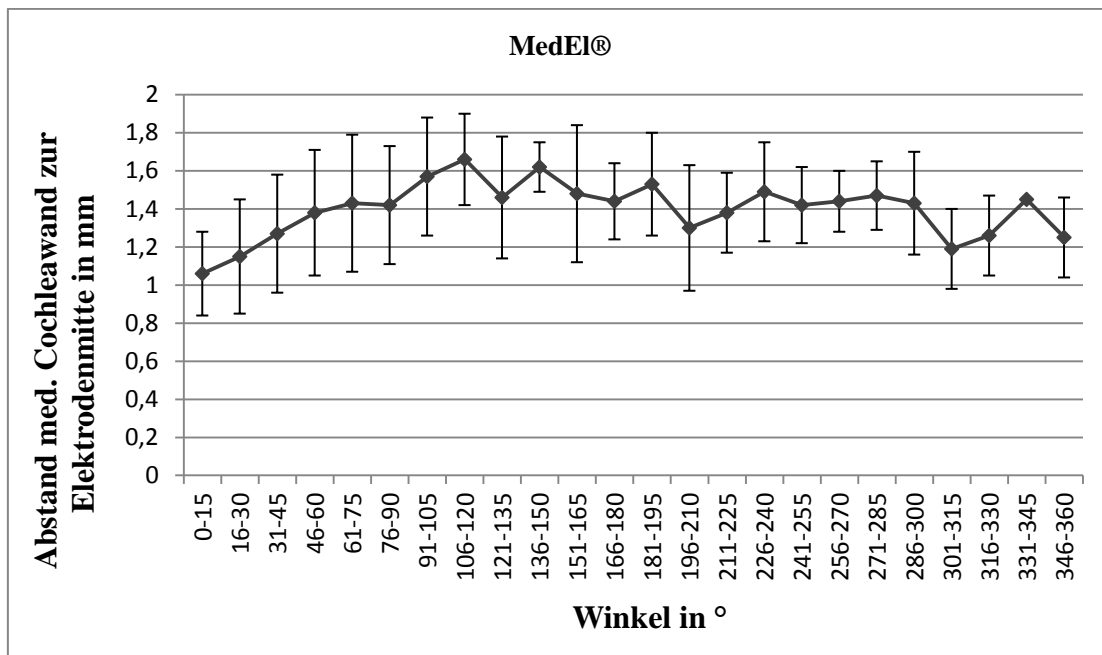
**Abbildung 23: Schema Elektrodenarray Firma MedEl®: in Aufsicht (a) Seitenansicht (b).**

#### Abstand mediale Cochleawand zur Elektrodenmitte

Der Abstand der medialen Cochleawand zur Elektrodenmitte beträgt im Mittelwert 1,4 +/- 0,15 mm Standardabweichung. Das absolute Minimum beträgt 1,06 +/- 0,22 mm innerhalb der ersten 0°-15°. Der Abstand nimmt kontinuierlich mit fortschreitender Winkelzahl zu, bis zu seinem Maximalwert von 1,66 +/- 0,24 mm bei 106°-120°. Von



hier ausgehend fällt der Abstand in der Gesamtheit gesehen bis auf 1,25 +/- 0,21 mm in den letzten 345°-360° ab. Zwischendurch unterbrechen zwei Tief- und ein Hochpunkt den kontinuierlichen Abfall des medialen Abstands an den Stellen: bei 121° - 135° Abfall auf 1,46 +/- 0,32 mm, bei 196°-210° Abfall auf 1,3 +/- 0,33 mm sowie im apikalen Bereich von 331°-345° mit einem wiederkehrenden Anstieg auf 1,45 mm. Der geschilderte Verlauf ist in Diagramm 12 dargestellt.



**Diagramm 12: Patientenkollektiv MedEl®: Verlauf der Mittelwerte des Abstandes der medialen Cochleawand zur Elektrodenmitte innerhalb der ersten 360° inklusive Standardabweichung.**

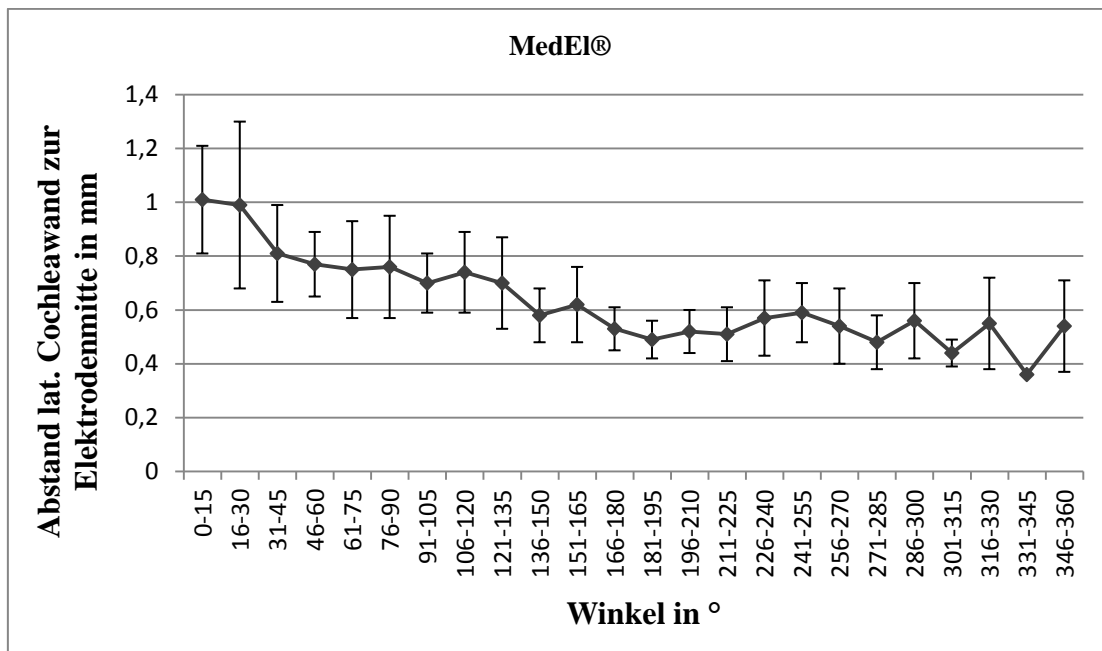
### **Abstand mediale Cochleawand zur medialen Wand der Elektrode**

Die Messergebnisse dieser Kategorie sind in Ihrem Verlauf äquivalent zu dem Verlauf der Ergebnisse des Abstandes der medialen Cochleawand Elektrodenmitte. Sie sind jeweils nur um den Betrag des gemessenen Radius der jeweiligen Elektrode kleiner als die Ergebnisse in Bezug zur Elektrodenmitte..

### **Abstand laterale Cochleawand zur Elektrodenmitte**

Der Abstand der lateralen Cochleawand zur Elektrodenmitte beträgt im Mittelwert 0,63 +/- 0,16 mm Standardabweichung. Das absolute Maximum beträgt 1,01 +/- 0,2 mm innerhalb der ersten 0°-15°. Der Abstand nimmt hierauf kontinuierlich mit fortschreitender Winkelzahl ab, bis zum Winkelbereich von 181°-195°, wo er bei

0,49 +/- 0,07 mm liegt. Von hier aus steigt er wieder an bis zur 255°-Marke auf 0,59 +/- 0,11 mm, von wo an er stark schwankend bis zu seinem Minimum bei 331°-345° von 0,36 mm wieder abfällt. Um den Minimalwert herum am Ende der basalen Cochleawindung steigt der laterale Abstand dreimal an. Dies ist bei 286°-300° auf 0,56 +/- 0,14 mm, bei 316°-330° auf 0,55 +/- 0,17 mm und apikalen bei 345°-360° auf 0,54 +/- 0,17 mm der Fall. Den Verlauf der Werte zeigt Diagramm 13.

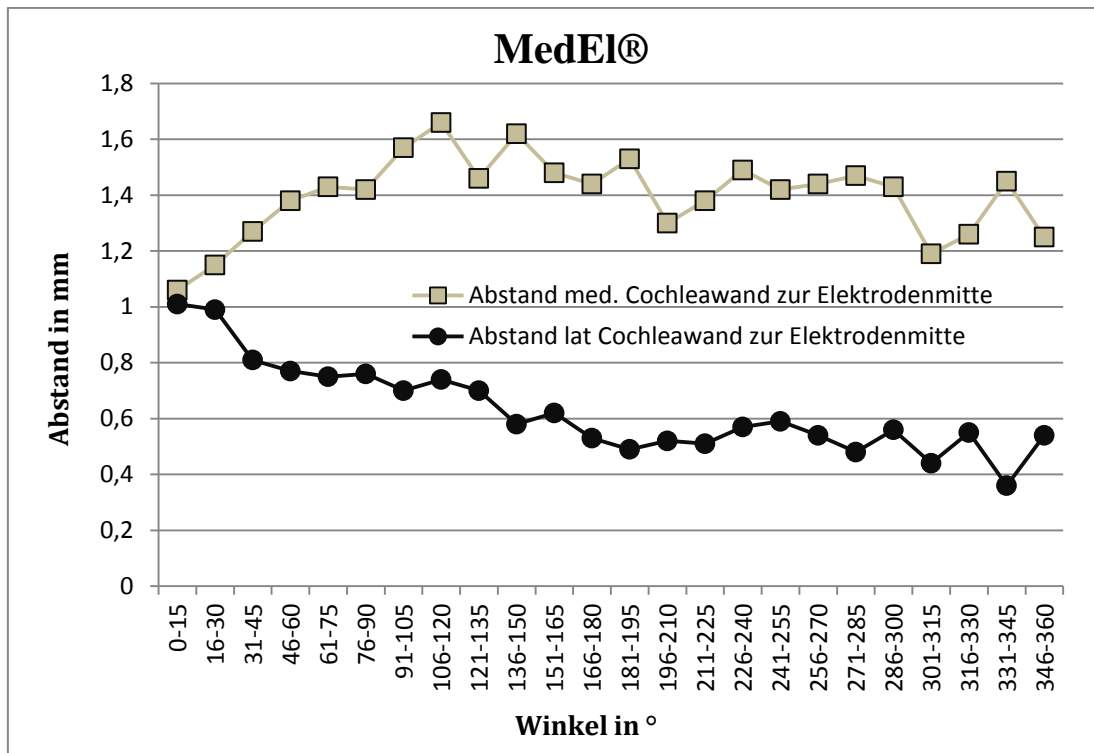


**Diagramm 13: Patientenkollektiv MedEl®: Verlauf der Mittelwerte des Abstandes der lateralen Cochleawand zur Elektrodenmitte** innerhalb der ersten 360° inklusive Standardabweichung.

### Abstand laterale Cochleawand zur lateralen Wand der Elektrode

Die Messergebnisse dieser Kategorie sind in Ihrem Verlauf äquivalent zu dem Verlauf der Ergebnisse des Abstandes der lateralen Cochleawand zur Elektrodenmitte. Sie sind jeweils nur um den Betrag des gemessenen Radius der jeweiligen Elektrode kleiner als die Ergebnisse in Bezug zur Elektrodenmitte.

Das folgende Diagramm 14 veranschaulicht zusammenfassend die Lage des Elektrodenarrays der Firma *MedEl*® innerhalb der basalen Cochleawindung. Es zeigt das Verhältnis der Elektrodenlage zur medialen und zur lateralen Cochleawand durch die Gegenüberstellung der jeweils zuvor aufgeführten Messergebnisse.



**Diagramm 14: Patientenkollektiv MedEl®: Gegenüberstellung der Abstände zur Cochleawand:** Mittelwerte der Abstände von der Elektrodenmitte ausgehend zur medialen (graue Linie) und zur lateralen (schwarze Linie) Cochleawand.

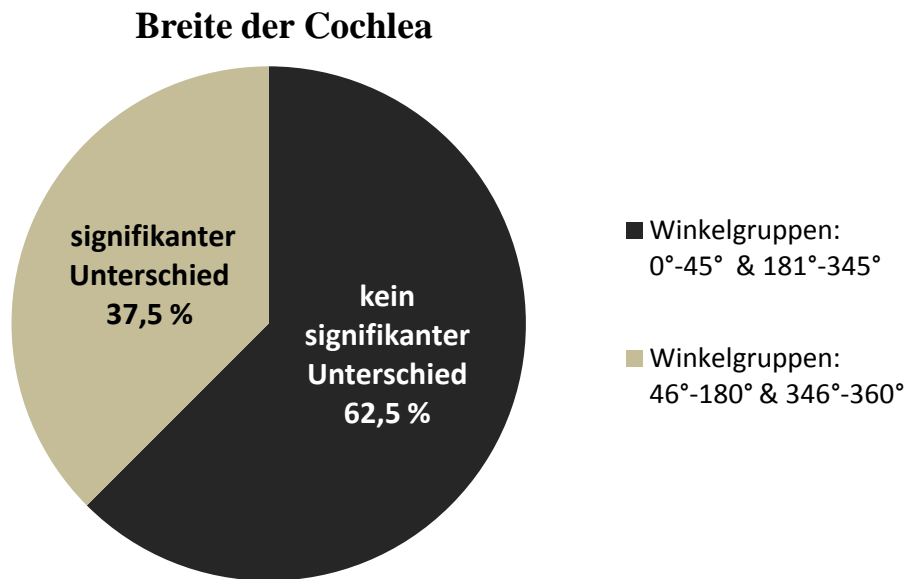
#### 4.2.4 Vergleich Cochlear® vs. MedEl® (T-Test)

Alle Detailergebnisse der im Folgenden unter 4.2.4 weiter analysierten Statistik finden sich in tabellarischer Form im Anhang unter 9.6 ergänzend zusammengestellt.

Die Nullhypothese, dass es keinen Unterschied zwischen den beiden Firmen gibt, wurde in den jeweiligen Kategorien mit einem Signifikanzniveau von 5% abgelehnt.

##### Breite der Cochlea

Bei der Breite der Cochlea ist zu 62,5 % kein signifikanter Unterschied zwischen den Firmengruppen *Cochlear®* und *MedEl®* festzustellen. Somit liegt zu 37,5 % ein signifikanter Unterschied in der Breite der Cochlea zwischen den beiden Firmen vor ( $p \leq 0,023$ ). Dies veranschaulicht das unten stehende Diagramm 15.

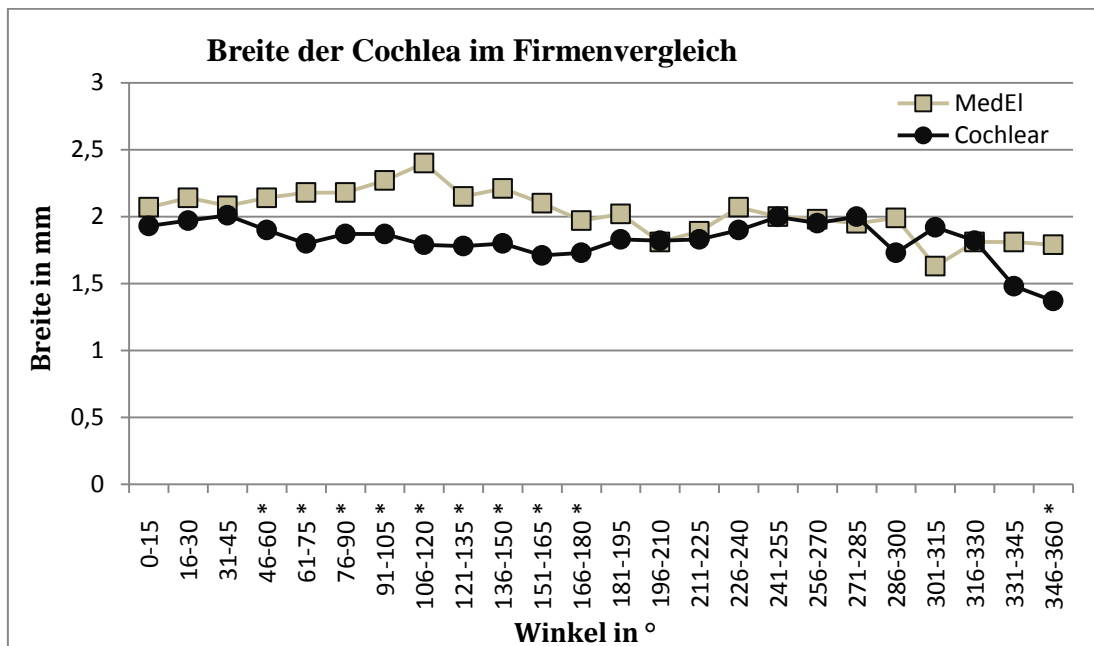


**Diagramm 15: Prozentualer Anteil ob ein Unterschied in der Messung der Breite der Cochlea zwischen den Implantatgruppen vorliegt:** Vergleich der Messungen Cochlear® vs. MedEl® auf das Vorhandenseins eines signifikanten Unterschiedes, inklusive der zugeordneten Winkelabschnitte

In den Winkelbereichen 0°-45° und 181°-345° liegt der p-Wert  $> 0,05$ . Demnach ist hier kein signifikanter Unterschied festzustellen. In den Winkelbereichen 46°-60° ist  $p = 0,023$ , im Bereich 61°-180° liegt der p-Wert bei  $p \leq 0,001$  und in den letzten 346°-360° liegt der pWert bei 0,049 was bedeutet, dass die Messwerte beider Firmen in diesen Bereichen signifikant unterschiedlich sind. Tabelle 3 fasst dies erläuternd zusammen. Das darauf folgende Diagramm 16 zeigt den direkten Kurvenvergleich der Entwicklung der Breite der Cochlea im Firmenvergleich. Die Winkelabschnitte, in denen ein signifikanter Unterschied in den Messwerten vorlag, sind mit einem Stern "\*" gekennzeichnet

Winkelbereich	p-Wert	Signifikanter Unterschied vorhanden in der Breite der Cochlea
0°-45°	$> 0,05$	Nein
46°-60°	$= 0,023$ ( $< 0,05$ )	Ja
61°-180°	$\leq 0,001$ ( $< 0,05$ )	Ja
181°-345°	$> 0,05$	Nein
346°-360°	$= 0,049$ ( $< 0,05$ )	Ja

**Tabelle 3: Vergleich Breite der Cochlea auf signifikante Unterschiede:** Ein signifikanter Unterschied in der gemessenen Breite der Cochlea der Firmen MedEl® und Cochlear® lag vor bei  $p < 0,05$ .

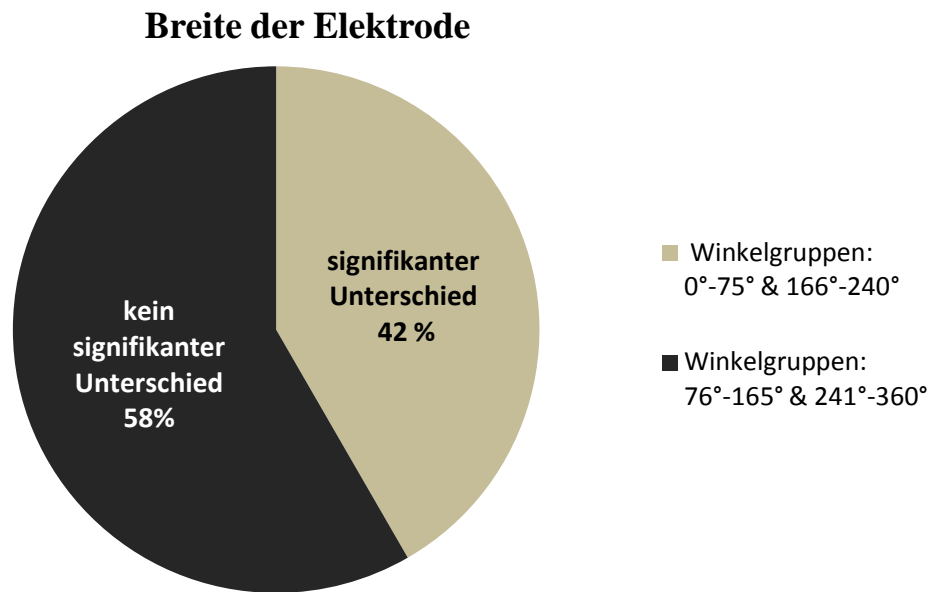


\* = in diesem Bereich lag ein signifikanter Unterschied vor

**Diagramm 16: Für die Firmen MedEl® und Cochlear® im Vergleich:** Verlauf der Breite der Cochlea innerhalb der Winkelgruppen der ersten 360°.

### Breite der Elektrode

Zu 58 % wird bei den Messungen, bezüglich der Breite der Elektrode, kein signifikanter Unterschied zwischen den Elektroden der Firmen *Cochlear®* und *MedEl®* gemessen. Somit liegt zu 42 % ein signifikanter Unterschied in der Elektrodengröße zwischen den beiden Firmen vor. Dies veranschaulicht das unten stehende Diagramm 17.

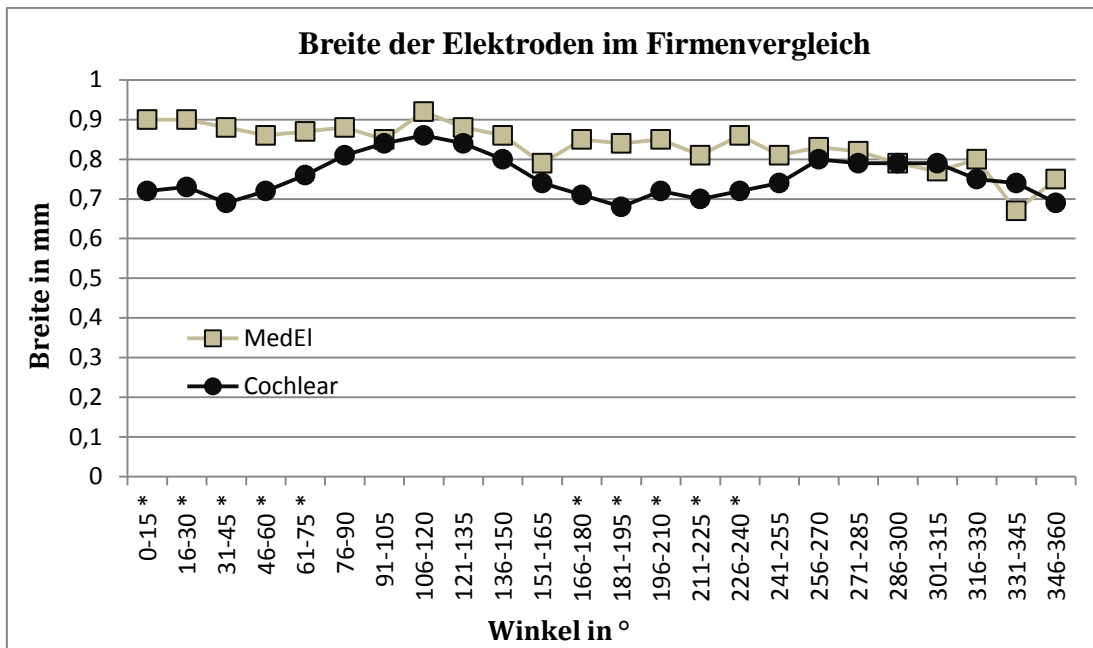


**Diagramm 17: Prozentualer Anteil ob ein Unterschied in der Messung der Breite der Elektroden zwischen den Implantatgruppen vorliegt:** Vergleich der Messungen *Cochlear*® vs. *MedEl*® auf das Vorhandenseins eines signifikanten Unterschiedes, inklusive der zugeordneten Winkelabschnitte.

In den Winkelbereichen von 0°-75° und von 166°-240° liegt ein signifikanter Unterschied in der Elektrodengröße vor. In den Bereichen von 76°-165° und 241°-360° kann kein signifikanter Unterschied gefunden werden. Tabelle 4 zeigt die exakten p-Werte und fasst dies erläuternd zusammen. Das folgende Diagramm 18 zeigt den direkten Kurvenvergleich der Elektrodengrößen im Firmenvergleich. Die Winkelabschnitte, in denen ein signifikanter Unterschied in den Messwerten vorlag, sind mit einem Stern "\*" gekennzeichnet.

Winkelbereich	p-Wert	Signifikanter Unterschied vorhanden in der Breite der Elektrode
0°-60°	0,000 (< 0,05)	Ja
61°-75°	0,009 (< 0,05)	Ja
76°-165°	> 0,05	Nein
166°-240°	≤ 0,002 (< 0,05)	Ja
241°-360°	> 0,05	Nein

**Tabelle 4: Vergleich der Breite der Elektroden auf signifikante Unterschiede:** Ein signifikanter Unterschied in der gemessenen Breite der Elektroden der Firmen *MedEl*® und *Cochlear*® lag vor bei  $p < 0,05$ .

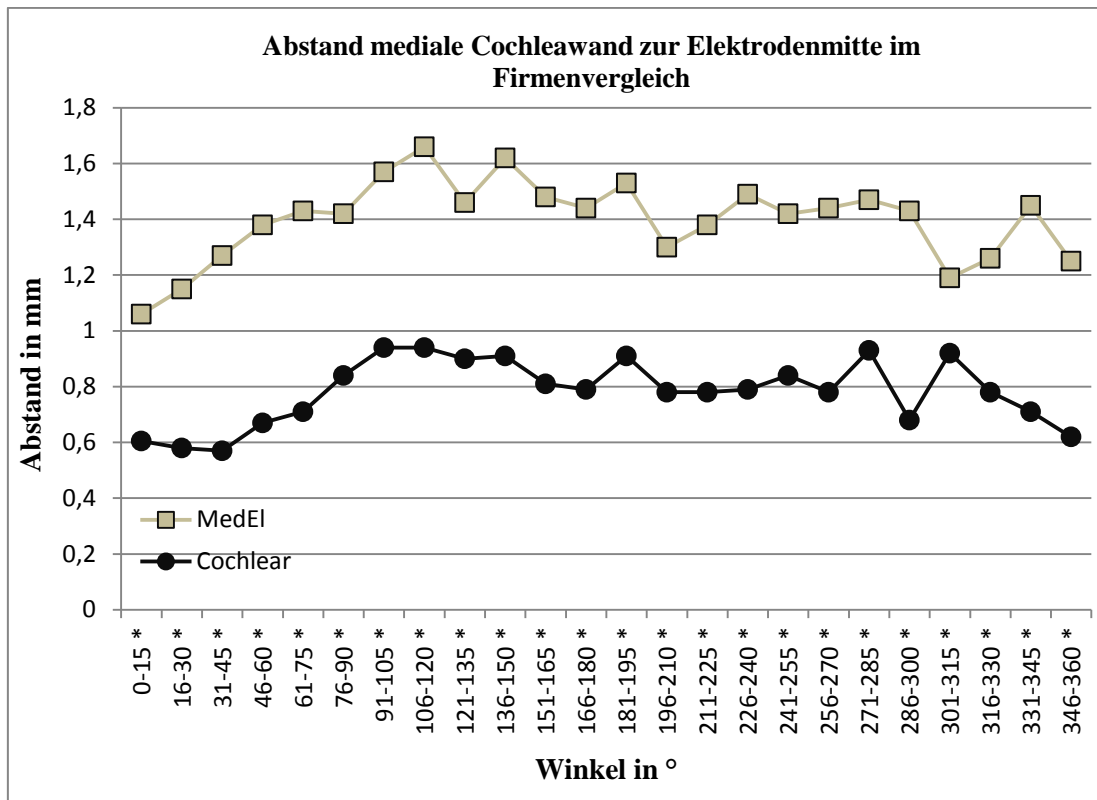


\* = in diesem Bereich lag ein signifikanter Unterschied vor

**Diagramm 18: Für die Firmen MedEl® und Cochlear® im Vergleich:** Verlauf der Breite der Elektroden innerhalb der Winkelgruppen der ersten 360°.

### Abstand mediale Cochleawand zur Elektrodenmitte

Der Abstand der medialen Cochleawand zur Elektrodenmitte ist in allen Winkelbereichen signifikant unterschiedlich mit  $p = 0,000$  für  $0^\circ$ - $300^\circ$  &  $331^\circ$  -  $360^\circ$ ,  $p = 0,001$  für  $316^\circ$ - $330^\circ$  und  $p = 0,04$  für  $301^\circ$ - $315^\circ$  (in allen Bereichen ist  $p < 0,05$ ). Dies ist in Diagramm 19 in einer Gegenüberstellung der Ergebnisse beider Firmen zu sehen. Im Diagramm sind die Winkelbereiche, in denen ein signifikanter Unterschied vorliegt, mit einem Stern "\*" gekennzeichnet.



\* = in diesem Bereich lag ein signifikanter Unterschied vor

**Diagramm 19: Für die Firmen MedEl® und Cochlear® im Vergleich:** Verlauf der Mittelwerte der Abstände der medialen Cochleawand zur jeweiligen Elektrodenmitte innerhalb der ersten 360°.

### Abstand mediale Cochleawand zur medialen Wand der Elektrode

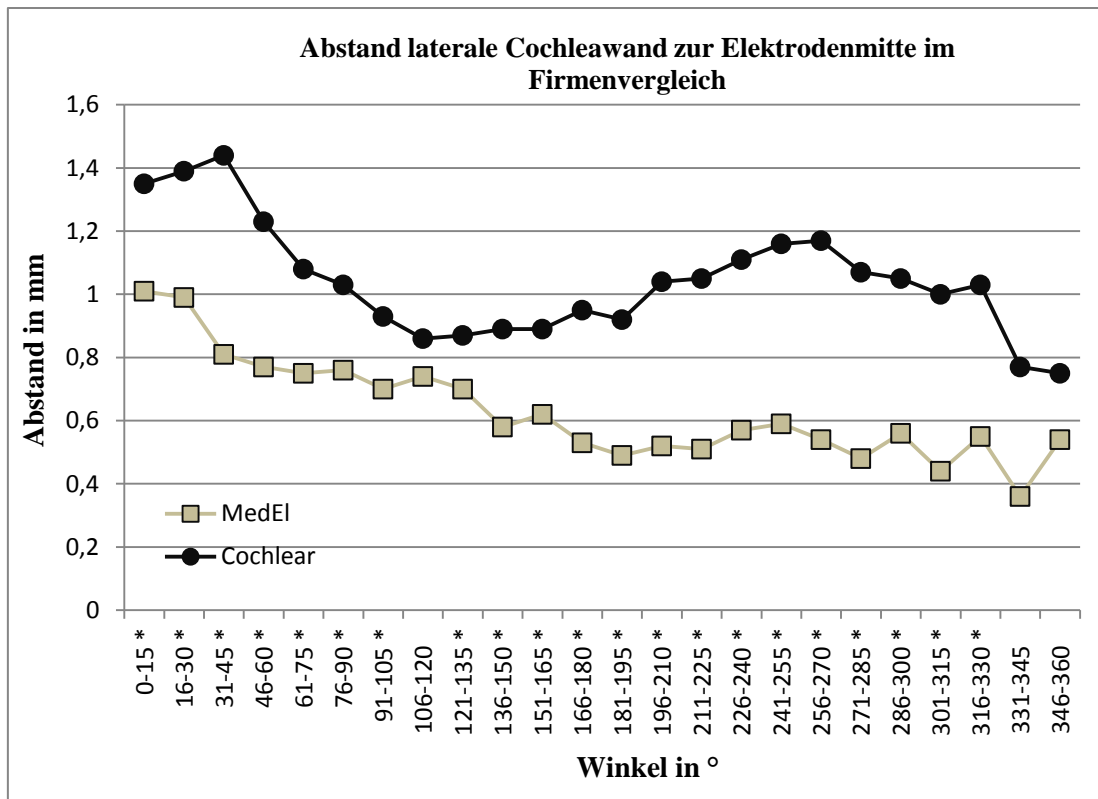
Der Abstand der medialen Cochleawand zur medialen Wand der Elektrode ist in allen Winkelbereichen signifikant unterschiedlich mit  $p \leq 0,001$ . Eine Ausnahme liefert der Winkelbereich von 301°-315°. Hier ist  $p = 0,052$  und damit  $p > 0,05$  was bedeutet, dass hier kein signifikanter Unterschied vorliegt.

### Abstand laterale Cochleawand zur Elektrodenmitte

Der Abstand der lateralen Cochleawand zur Elektrodenmitte ist mit drei Ausnahme in allen Winkelbereichen signifikant unterschiedlich ( $p < 0,005$ ) ( $p = 0,000$  für 0°-75° & 136°-330°;  $p = 0,001$  für 76°-105°;  $p = 0,005$  für 121°-135°). Im Winkelbereich von 106°-120°, 331°-345° und 346°-360° ist  $p > 0,05$ , damit liegt hier kein signifikanter Unterschied vor. Dies ist in Diagramm 20 in einer Gegenüberstellung der beiden Firmen



zu sehen. Im Diagramm sind die Winkelbereiche, in denen ein signifikanter Unterschied vorliegt, mit einem \* gekennzeichnet.



\* = in diesem Bereich lag ein signifikanter Unterschied vor

**Diagramm 20: Für die Firmen MedEl® und Cochlear® im Vergleich:** Verlauf der Mittelwerte der Abstände der lateralen Cochleawand zur jeweiligen Elektrodenmitte innerhalb der ersten 360°.

### Abstand laterale Cochleawand zur lateralen Wand der Elektrode

Der Abstand der lateralen Cochleawand zur lateralen Wand der Elektrode ist mit zwei Ausnahme in allen Winkelbereichen signifikant unterschiedlich ( $p < 0,05$ ) ( $p = 0,000$  für  $0^\circ$ - $75^\circ$  &  $136^\circ$ - $330^\circ$ ;  $p = 0,001$  für  $76^\circ$ - $105^\circ$  &  $121^\circ$ - $135^\circ$  &  $301^\circ$ - $315^\circ$ ;  $p = 0,021$  für  $106^\circ$ - $115^\circ$ ). Im Winkelbereich von  $331^\circ$ - $345^\circ$  und  $346^\circ$ - $360^\circ$  ist  $p > 0,05$  und damit liegt hier kein signifikanter Unterschied vor.

## 4.2.5 Vergleich männliches vs. weibliches Patientenkollektiv

### Implantatübergreifend

Implantat übergreifend lässt sich mittels T-Test feststellen, dass es im Vergleich von weiblichen Patientinnen zu männlichen Patienten, in den Messergebnissen aller unter

4.2.3 beschriebenen Messungen, keine signifikanten Unterschiede gibt. Ausnahmen hierbei sind die folgenden 5 einzelnen Messwerte, sie sind in Tabelle 5 dargestellt:

Winkelbereich	Messung	p-Wert	♂	♀
166°-180°	Breite der Elektrode (mm)	0,004	1,76 +/- 0,32	1,81 +/- 0,26
316°-330°	Abstand med. Cochleawand zur Elektrodenmitte (mm)	0,033	0,81 +/- 0,33	1,13 +/- 0,31
"	Abstand med. Cochleawand zur med. Wand der Elektrode (mm)	0,037	0,44 +/- 0,32	0,73 +/- 0,31
"	Abstand lat. Cochleawand zur Elektrodenmitte (mm)	0,032	0,999 +/- 0,36	0,69 +/- 0,23
"	Abstand lat. Cochleawand zur lat. Wand der Elektrode (mm)	0,025	0,62 +/- 0,37	0,3 +/- 0,22

**Tabelle 5: Implantatübergreifend:** Messwerte, bei denen ein signifikanter Unterschied der Parameter zwischen männlichen und weiblichen Patienten vorlag ( $p < 0,05$  bedeutet ein signifikanter Unterschied liegt vor).

### **Cochlear®**

Innerhalb der Patientengruppe mit Implantaten der Firma *Cochlear®* liegen im Vergleich von weiblichen zu männlichen Patienten/ -innen keine signifikanten Unterschiede vor. Ausnahmen sind 2 Messwerte, die im Folgenden in Tabelle 6 dargestellt sind.

### **MedEl®**

Innerhalb der Patientengruppe mit Implantaten der Firma *MedEl®* liegen im Vergleich von weiblichen zu männlichen Patienten/ -innen in den Messergebnissen keine signifikanten Unterschiede vor. Ausnahmen sind die folgenden 11 Messwerte, welche in Tabelle 7 dargestellt sind. Im Winkelbereich von 330°-345° wurden nur Elektroden von einer Patientin eingeschlossen, daher war hier kein Vergleich möglich.

**Cochlear®**

Winkelbereich	Messung	p-Wert	♂	♀
166°-180°	Breite der Elektrode	0,012	1,74 +/- 0,35	1,73 +/- 0,23
331°-345°	Abstand med. Cochleawand zur Elektrodenmitte	0,038	0,61 +/- 0,14	0,75 +/- 0,11

**Tabelle 6: Messwerte der Gruppe Cochlear®,** bei denen ein signifikanter Unterschied zwischen männlichen und weiblichen Parametern vorlag ( $p < 0,05$  bedeutet ein signifikanter Unterschied liegt vor).

**MedEL®:**

Winkelbereich	Messung	p-Wert	♂	♀
0°-15°	Abstand lat. Cochleawand zur Elektrodenmitte	0,045	0,93 +/- 0,16	1,08 +/- 0,21
	Abstand lat. Cochleawand zur lat. Wand der Elektrode	0,003	0,47 +/- 0,18	0,7 +/- 0,21
61°-75°	Breite der Cochlea	0,012	2,43 +/- 0,22	1,98 +/- 0,25
	Abstand med. Cochleawand zur Elektrodenmitte	0,022	1,69 +/- 0,28	1,22 +/- 0,29
	Abstand med. Cochleawand zur med.Wand der Elektrode	0,030	1,24 +/- 0,29	0,8 +/- 0,28
121°-135°	Abstand lat. Cochleawand zur Elektrodenmitte	0,046		
166°-180°	Breite der Cochlea	0,036	1,85 +/- 0,19	2,06 +/- 0,17
	Breite der Elektrode	0,033	0,8 +/- 0,9	0,89 +/- 0,74
211°-225°	Breite der Elektrode	0,018	0,73 +/- 0,72	0,86 +/- 0,75
Winkelbereich	Messung	p-Wert	♂	♀
241°-255°	Breite der Cochlea	0,049	2,24 +/- 0,21	1,91 +/- 0,13
286°-300°	Breite der Elektrode	0,004	1,95 +/- 0,31	2,2 (n=1)

**Tabelle 7: Messwerte der Gruppe MedEL®,** bei denen ein signifikanter Unterschied zwischen männlichen und weiblichen Parametern vorlag ( $p < 0,05$  bedeutet ein signifikanter Unterschied liegt vor).

### 4.3. Ergebnisse der Messungen am N. fazialis

#### 4.3.1 Deskriptive Statistik

##### 4.3.1.1 Chorda-Fazialis-Winkel

###### Implantatübergreifend

Der Chorda-Fazialis-Winkel beträgt im Durchschnitt aller 64 Patienten  $22,6^\circ$  mit einer Standardabweichung von  $9,5^\circ$ .

###### Im Firmenvergleich

*MedEL®*: Der Chorda-Fazialis-Winkel liegt hier im Durchschnitt bei  $21,2^\circ \pm 10^\circ$ .

*Cochlear®*: Der Chorda-Fazialis-Winkel beträgt im Durchschnitt  $23,7^\circ \pm 9^\circ$ .

Bei den Messungen des Chorda-Fazialis-Winkels besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Patienten mit Cochlea-Implantaten der beiden Firmen *MedEL®* und *Cochlear®* ( $p = 0,3$ ). Es besteht weiterhin kein signifikanter Unterschied des Chorda-Fazialis-Winkels zwischen weiblichen und männlichen Patienten ( $p = 0,61$ ) sowie kein signifikanter Unterschied des Winkels bei den Vermessungen auf der linken im Vergleich zur rechten Ohrseite ( $p = 0,9$ ).

##### 4.3.1.2 Breite des Fazialiskanals an der Stelle der Elektrode

###### Implantatübergreifend

Die Breite des Fazialiskanals an der Stelle der Elektrode beträgt im Durchschnitt aller Patienten 1,8 mm mit einer Standardabweichung von 0,4 mm.

###### Im Firmenvergleich

*MedEL®*: Die Breite des Fazialiskanals an der Stelle der Elektrode liegt im Durchschnitt bei 2 mm  $\pm 0,4$  mm.

*Cochlear®*: Die Breite des Fazialiskanals an der Stelle der Elektrode beträgt im Durchschnitt 1,7 mm  $\pm 0,4$  mm.

Bei den Messungen der Breite des Fazialiskanals an der Stelle der Elektrode besteht *ein* signifikanter Unterschied zwischen den Patienten mit Cochlea-Implantaten der beiden Firmen *MedEL®* und *Cochlear®* ( $p = 0,001$ ). Es besteht jedoch kein signifikanter

Unterschied zwischen weiblichen und männlichen Patienten ( $p = 0,22$ ) sowie kein signifikanter Unterschied zwischen den Vermessungen an Implantaten der linken vs. der rechten Ohrseite ( $p = 0,46$ ).

#### **4.3.1.3 Abstand des Mittelpunktes der Elektrode zum N. fazialis**

##### **Implantatübergreifend**

Der Abstand des Mittelpunktes der Elektrode zum N. fazialis beträgt im Durchschnitt aller Patienten 1,8 mm mit einer Standardabweichung von  $\pm 0,7$  mm.

##### **Im Firmenvergleich**

*MedEL*®: Der Abstand des Mittelpunktes der Elektrode zum N. fazialis liegt im Durchschnitt bei  $1,8 \pm 0,7$  mm.

*Cochlear*®: Der Abstand des Mittelpunktes der Elektrode zum N. fazialis beträgt im Durchschnitt  $1,7 \pm 0,6$  mm.

Bei den Messungen besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Patienten mit Cochlea-Implantaten der beiden Firmen *MedEL*® und *Cochlear*® ( $p = 0,37$ ). Es besteht weiterhin kein signifikanter Unterschied zwischen weiblichen und männlichen Patienten ( $p = 0,15$ ) sowie kein signifikanter Unterschied zwischen den Vermessungen an Implantaten der linken vs. der rechten Ohrseite. ( $p = 0,41$ )

#### **4.3.1.4 Dicke des Knochens über dem Fazialis in Richtung der Elektrode**

##### **Implantatübergreifend**

Die Dicke des Knochens über dem Fazialis in Richtung der Elektrode beträgt im Durchschnitt aller Patienten 0,8 mm mit einer Standardabweichung von 0,4 mm.

##### **Im Firmenvergleich**

*MedEL*®: Die Dicke des Knochens über dem Fazialis in Richtung der Elektrode liegt im Durchschnitt bei  $0,84 \pm 0,37$  mm.

*Cochlear*®: Die Dicke des Knochens über dem Fazialis in Richtung der Elektrode beträgt im Durchschnitt  $0,78 \pm 0,36$  mm.

Bei den Messungen besteht *kein* signifikanter Unterschied zwischen den Patienten mit Cochleaimplantaten der beiden Firmen *MedEl®* und *Cochlear®* ( $p = 0,49$ ). Es besteht weiterhin kein signifikanter Unterschied zwischen weiblichen und männlichen Patienten ( $p = 0,35$ ) sowie kein signifikanter Unterschied zwischen den Vermessungen an Implantaten der linken vs. der rechten Ohrseite. ( $p = 0,32$ )

#### 4.3.1.5 Zusammenfassung

Die folgende Tabelle 8 zeigt zusammengefasst die oben genannten Ergebnisse bezüglich der deskriptiven und vergleichenden Statistik der Messungen den N. fazialis betreffend sowie eventuelle signifikante Unterschiede der Ergebnisse:

	Mittelwerte			Signifikanter Unterschied zwischen:		
	Implantat- übergreifend	MedEl®	Cochlear®	Implantat- Firmen	Geschlecht	Ohrseite
Chorda- Fazialis Winkel	<b>22,6°</b> +/- 9,5°	<b>21,2°</b> +/- 10°	<b>23,7°</b> +/- 9°	nein	nein	nein
Breite Fazialiskanal	<b>1,8 mm</b> +/- 0,4 mm	<b>2 mm</b> +/- 0,4 mm	<b>1,7 mm</b> +/- 0,4 mm	<b>Signifikanter Unterschied <math>p = 0,001</math></b>	nein	nein
Abstand Elektroden- mitte zum N.fazialis	<b>1,8 mm</b> +/- 0,7	<b>1,8 mm</b> +/- 0,7	<b>1,7 mm</b> +/- 0,6	nein	nein	nein
Knochen- dicke	<b>0,8 mm</b> +/- 0,4mm	<b>0,84 mm</b> +/- 0,37mm	<b>0,78 mm</b> +/- 0,36 mm	nein	nein	nein

**Tabelle 8: deskriptive und vergleichende Ergebnisse der Messungen am N. fazialis** inklusive signifikanter und nicht signifikanter Unterschiede nach Implantatmodell, Geschlecht und Ohrseite.

### 4.3.2 Korrelationen

Mittels der Berechnung des Korrelationskoeffizienten nach Pearson ( $r$ ) wurden die unter 4.3.1 beschriebenen Parameter auf eine eventuelle Korrelation untereinander untersucht.

Der Korrelationskoeffizient ( $r$ ) kann Werte zwischen -1 bis +1 annehmen. Werte mit  $r > 0$  können eine positive, Werte mit  $r < 0$  eine negative Korrelation anzeigen. Der Betrag von  $r$  ( $|r|$ ) zeigt die Ausprägung der Korrelation an:  $0 < |r| \leq 0,5$ : schwache Korrelation,  $0,5 < |r| \leq 0,8$ : mittlere Korrelation,  $|r| > 0,8$ : starke Korrelation. Falls  $r = 0$  ist, besteht kein Zusammenhang zwischen den Variablen. Die folgende Tabelle Nr. 8 zeigt die Werte des Pearson Korrelationskoeffizienten ( $r$ ) der jeweils miteinander verglichenen Parameter in der jeweils obersten Spalte. Darunter ist die Signifikanz (Sig 2 tailed) der Korrelationsuntersuchung angegeben. Je kleiner der "Sig (2tailed)" Wert ist, desto sicherer kann davon ausgegangen werden, dass der Korrelationskoeffizient nicht nur zufällig von 0 abweicht.

Bei dem Vergleich vom Alter der Patienten zum gemessenen Chorda-Fazialis Winkel wird mit  $r = 0$  keine Korrelation festgestellt. Für die übrigen Parameter (Abstand des Mittelpunktes der Elektrode zum Fazialis, Breite des Fazialiskanals an der Stelle der Elektrode und Dicke des Knochens über dem Fazialis in Richtung der Elektrode) wird in Bezug zum Patientenalter eine schwache Korrelation, mit jeweils  $r < 0,5$ , festgestellt. (Spalte Nummer I in Tabelle 9) Bei allen Vergleichen der Parameter "Chorda-Fazialis Winkel", "Abstand des Mittelpunktes der Elektrode zum Fazialis", "Breite des Fazialiskanals an der Stelle der Elektrode" und "Dicke des Knochens über dem Fazialis in Richtung der Elektrode" untereinander, (Spalten II-V der Tabelle 9) werden, bis auf eine im Folgenden erläuterte Ausnahmen, für " $r$ " nur Werte  $< 0,5$  gefunden. Dies spricht für eine schwache Korrelation.

Bei der Korrelation des "Abstandes des Mittelpunktes der Elektrode zum Fazialis" zur "Dicke des Knochens in Richtung des Fazialis" besteht eine mittlere Korrelation mit  $r = 0,66$ . Hier liegt der Sig (2 tailed) Wert bei 0, was für eine signifikante Aussage bezüglich der mittleren Korrelation steht. Alle Ergebnisse zeigt Tabelle 9.

		Alter	Chorda-Fazialis Winkel	Abstand des Mittelpunktes der Elektrode zum Fazialis	Breite des Fazialiskanals an der Stelle der Elektrode	Dicke des Knochens über dem Fazialis in Richtung der Elektrode
I	Alter	<b>1</b>	<b>0</b>	<b>0,023</b>	<b>0,028</b>	<b>-0,06</b>
	Sig (2 tailed)		0,998	0,84	0,807	0,599
	N	78	64	78	78	76
II	Chorda-Fazialis Winkel	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>0,209</b>	<b>-0,178</b>	<b>0,018</b>
	Sig (2-tailed)	0,998		0,097	0,159	0,886
	N	64	64	64	64	63
III	Abstand des Mittelpunktes der Elektrode zum Fazialis	<b>0,023</b>	<b>0,209</b>	<b>1</b>	<b>0,168</b>	<b>0,66</b>
	Sig (2-tailed)	0,84	0,097		0,142	0
	N	78	64	78	78	76
IV	Breite des Fazialiskanals an der Stelle der Elektrode	<b>0,028</b>	<b>-0,178</b>	<b>0,168</b>	<b>1</b>	<b>0,047</b>
	Sig (2-tailed)	0,807	0,159	0,142		0,689
	N	78	64	78	78	76
V	Dicke des Knochens über dem Fazialis in Richtung der Elektrode	<b>- 0,06</b>	<b>0,18</b>	<b>0,66</b>	<b>0,47</b>	<b>1</b>
	Sig (2-tailed)	0,599	0,886	0	0,689	
	N	76	63	76	76	76

**Tabelle 9: Korrelationen der Messparameter (I-V) untereinander den N. fazialis betreffend:** ermittelt mittels des Korrelationskoeffizienten "r" nach Pearson." N" gibt die Anzahl der untersuchten Patientendaten an. Der "Sig (2-tailed)" Wert zeigt die Signifikanz der Korrelationswerte an.



## **5. Diskussion**

Um einen besseren Überblick zu erhalten, gliedert sich die Diskussion dieser Arbeit in 2 Abschnitte: 1. die Diskussion der Methodik und 2. die Diskussion der einzelnen Ergebnisse.

### **5.1 Diskussion der Methodik**

#### **5.1.1 Bildgebung postoperativ**

Wie in den aktuell gültigen Leitlinien der deutschen Gesellschaft für HNO geschrieben steht, wird eine postoperative, radiologische Kontrolle der Elektrodenlage nach CI-Versorgung empfohlen [42]. Im Verlauf der letzten Jahre beschäftigte sich daher die Forschung intensiv mit den Vor- und Nachteilen der verschiedenen bildgebenden Methoden im Zuge der postoperativen Kontrolle nach Cochleaimplantat-Insertion. Alternativ zum schon länger etablierten Röntgen sowie der Computertomographie tritt die DVT in der Bildgebung des Felsenbeins vermehrt in den Vordergrund. Die Untersuchung dieser neuen, bildgebenden Möglichkeit, der DVT, ist daher Ziel der vorliegenden Arbeit. Besonderes Augenmerk liegt hierbei auf der Struktur der Cochlea sowie auf der Darstellung der Implantat-Elektroden. Im Folgenden soll der Stellenwert der postoperativen, bildgebenden Methoden (Röntgen, CT, DVT), die nach CI-Implantation möglich sind, diskutiert werden. Ebenfalls erläutert wird die Entscheidungsfindung, warum in dieser Arbeit die digitale Volumentomographie (DVT) als methodische Grundlage der Messungen gewählt wurde.

##### **5.1.1.1 Vergleich Röntgen zur CT und DVT**

Marsh et al. beschrieb 1993 das postoperative Röntgen nach erfolgter CI-Implantation als notwendig, um Fehllagen zu erkennen und somit postoperative Misserfolge vermeiden zu können [68]. In einer Studie aus dem Jahre 2000 von Czerny et al. wird das digitale Röntgen im Vergleich zur Computertomographie als exaktere Methode beschrieben, um die genaue Insertionstiefe der Implantate zu befunden [25]. Auch mit Hinblick auf die während der Untersuchung entstehende Strahlendosis und die durch die Untersuchung entstehenden Kosten ist das Röntgen der CT überlegen. Mittels Röntgen entsteht zwar eine 200 fach geringere Strahlendosis und es fallen ein Fünftel der Kosten

an, allerdings ist die qualitative Aussagekraft der CT der des konventionellen Röntgens deutlich überlegen [25; 65; 87]. Besonders die Durchführung der Untersuchung beim konventionellen Röntgen ist im Vergleich zu den neueren Methoden wie der CT und der DVT umständlicher. Dieser Nachteil zeigt sich vor allem in einer komplizierteren Patientenpositionierung sowie einer längeren Latenzzeit bis zur Entstehung der optimalen Bildqualität [65]. Wichtig für die Thematik dieser Dissertation und daher ein bedeutender Nachteil des Röntgen ist, dass die Abgrenzbarkeit der Strukturen des Innenohrs gegenüber den implantierten Elektroden in der Studie von Lawson et al. als unzureichend beschrieben wird [65].

In Gegenüberstellung zur CT und DVT, ist das Röntgen folglich die strahlendosisärmste und kostengünstigste Methode, weist aber im Vergleich eine schlechtere Bildqualität im Bereich des Innenohrs auf, so dass z.B. keine exakte Differenzierung der intracochleären Lage der Elektroden möglich ist.

#### **5.1.1.2 Stellenwert der CT**

Mit der Entwicklung der Computertomographie war eine neue Möglichkeit geschaffen, die einzelnen Strukturen des Felsenbeins detailgetreu darzustellen [90]. Im Jahre 1995 wurde von Reisser und Kollegen gezeigt, dass mittels 3D-Modus der CT die Anatomie von Mittel- und Innenohr, die Gehörknöchelchenkette, das Vestibularorgan sowie die Cochlea inklusive Modiolus präzise darzustellen sind [77; 90]. Mit speziellem Hinblick auf die Cochlea dient die CT im Zuge der Implantation von Cochlea-Implantaten als vielfältige Untersuchungsmethode. Sowohl präoperativ beim Auffinden von Fehlbildungen der Cochlea sowie bei der chirurgischen Planung, als auch postoperativ in der Darstellung der inserierten Elektroden, ist die CT eine verlässliche Methode [75; 98]. Mittels eines speziell entwickelten Algorithmus innerhalb der CT lässt sich die exakte Position der Elektroden innerhalb der Cochlea bestimmen [87; 102]. Hierauf basierend wird die Computertomographie derzeit als State of the Art in der postoperativen Kontrolle nach CI-Implantation beschrieben [65; 75; 87; 102]. Sie trägt somit zu einem wichtigen Teil in der Wissenschaft um das Cochleaimplantat bei [98].

#### **5.1.1.3 Stellenwert der DVT**

Als eher in die Gruppe der Neulinge gehörende, bildgebenden Methodik ist die DVT bereits in der Darstellung der einzelnen Strukturen des Felsenbeins etabliert. Die

Pionierarbeiten von Dalchow und Mitarbeitern belegen, dass an Hand der DVT eine der Anatomie entsprechende Darstellung der lateralen Schädelbasis, des Mittel- und Innenohres mit den Gehörknöchelchen, der Cochlea und des Labyrinths sowie des äußeren Gehörgangs und der Mastoidzellen möglich ist [26; 27]. Dalchow und Kollegen zeigen außerdem durch ihre Untersuchungen an isolierten Felsenbeinen, dass sich unter der Durchleuchtung mittels DVT die Lage der Elektroden eines in die Cochlea inserierten Cochleaimplantates exakt darstellen lassen. Mit Hilfe der verschiedenen Schichten der Datensätze lassen sich alle Elektroden des Implantates angrenzend an den Modiolus visualisieren [27]. Aschendorff und dessen Arbeitsgruppe zeigen in einer anderen Arbeit, dass im Vergleich zu Untersuchungen am isolierten Felsenbein, bei Untersuchungen mittels DVT am ganzen Schädel das Metallartefakt der inserierten Elektroden hier geringer ausfällt [7]. Die Darstellung des Cochlea-Implantates ist somit am Schädelpräparat exakter, was auch in einer aktuellen Arbeit aus Marburg Bestätigung findet [32]. Diese Untersuchung von Aschendorff war die Basis dafür, dass weitere radiologische Untersuchungen zur Position der Cochleaelektroden per DVT an Patienten folgten.

Hieraus aufbauende Studien zeigen, dass die DVT, als am Patienten postoperativ eingesetzte Bildgebung, verlässlich die genaue Position der Elektroden im Innenohr aufzeigt. Mit ihrer Hilfe lassen sich die Insertionstiefe des Implantates, die exakte Lage der einzelnen Elektroden innerhalb der verschiedenen cochleären Skalen, sowie eventuelle Malformationen der Cochlea darstellen [4–6; 8; 9; 78; 79; 81]. Besonders die Fähigkeit der detaillierten Darstellung des Skalenniveau der einzelnen Elektroden bestätigt die Exaktheit der Methodik bei der Vermessung von Strukturen im Kleinen [24; 67; 82], was Voraussetzung der zugrundeliegenden Messungen dieser Arbeit ist.

Da ein radiologisches Verfahren seine Qualität darin zeigen kann, dass es mit der Histologie des entsprechenden Gewebes übereinstimmt [100], wurde dies für die DVT ebenfalls in verschiedenen Studien bestätigt. Sowohl die Studie von Kurzweg et al. als auch die Arbeit von Hussstedt und Mitarbeitern belegen, dass das radiologische Bild der DVT der histologisch geprüften Anatomie des Präparates entspricht [55; 62]. Hier spiegelt das digitale Bild als non-invasive Methode die anatomischen Strukturen der Histologie detailgetreu wider [24]. Dieses Qualitätsmerkmal dient als nötige

Voraussetzung der vorliegenden Arbeit und bildet das Fundament für die Analyse der intracochleären Lage der Elektroden verschiedener Cochlea-Implantate.

#### **5.1.1.4 Vergleich DVT zur CT**

##### **Bildqualität:**

Im direkten Vergleich der CT zur DVT zeigt sich in Studien, dass beide Untersuchungsmethoden eine gute Bildqualität in der Darstellung des Felsenbeins liefern [19; 81]. Vor allem in der Abbildung von besonders kleinen, knöchernen Strukturen wie der Ossikel und der Cochlea hat die DVT gegenüber der CT aufgrund einer höheren Auflösung Vorteile [26]. Aktuelle Studien unter anderem von Bremke et al. zeigen zusätzlich auf, dass gerade in Bezug auf die Darstellung von Objekten mit hohen Kontrastunterschieden die DVT der CT überlegen ist [18; 19; 101]. Die Möglichkeit der präzisen Visualisierung kann auch im Rahmen der vorliegenden Untersuchung bestätigt werden. Die erfolgten Vermessungen der Cochlea anhand von postoperativen DVT-Aufnahmen korrelieren so z. Bsp. mit anatomischen Studien zum Aufbau der Cochlea.

Ebenfalls gut mittels DVT visualisierbar ist neben der Cochlea selbst auch ein implantiertes Cochlea-Implantat, welches mit Hilfe verschiedener Schichten der Bildgebung komplett mit allen zugehörigen Elektroden erkennbar wird [27]. In diesem Kontext ist von besonderem Vorteil, dass die Darstellung von Metallimplantaten innerhalb des Felsenbeins mittels DVT aufgrund geringerer Artefakte für präziser befundet wird als mit Hilfe der CT [7; 18; 19; 62; 81].

Angesichts der Analyse von Weichteilgewebe ist die DVT in ihrer Aussagekraft beschränkt [62; 101]. Hier liefert die CT weiterhin präzisere Ergebnisse [18; 19]. In älteren Studien wird die DVT in der Bildqualität als schlechter im Vergleich zur CT eingestuft [39]. In der Arbeit von Kyriakou wird die CT als in niedrigen Kontrastbereichen qualitätsreichere Bildgebung gewertet. Im Gegensatz zu Bremke et al. nennt Kyriakou die DVT nur eine mögliche Alternativvariante bei Fragestellungen in Bereichen hoher Kontraste [63]. Zu beachten ist hierbei jedoch, dass sich die Studien von Kyriakou nicht im Speziellen auf das Felsenbein oder die Bildgebung im Zuge der

CI-Insertion beziehen. Des Weiteren wurden hier ältere DVT-Geräte mit einem der neuesten MSCT-Geräten verglichen.

### **Skalenlage:**

In der Evaluation, in welcher Skala der Cochlea das Implantat mit seinen Elektroden inseriert wurde, können hierzu sowohl die CT als auch die DVT Aussagen treffen. In einer Studie von Lane 2007 konnte von 23 untersuchten Implantaten mittels CT zu 70% eine Aussage über die Skalenlage der Elektroden getroffen werden [64]. Die Untersuchung von Lips und Mitarbeitern hingegen zeigte, dass mit Hilfe der DVT von 102 untersuchten CI's zu 92% eine genaue Aussage über die Skalenlokalisation getroffen werden konnte [67]. Dies belegen auch weitere Studien, welche die DVT als grundlegende Technik zur Skalenlokalisation nutzen [6–8; 24; 46; 62; 79; 81; 82]. Im kleinsten Bereich der Cochlea, der apikalen Windung, ist es zum aktuellen Zeitpunkt aufgrund der dann relevant werdenden geringen Artefakte jedoch noch problematisch die exakte Skalenlage der Elektroden zu erkennen [32; 47; 67; 82].

Die präzise Darstellung der Elektrodenlage mittels DVT wird an Hand ihrer Kompetenz zur Visualisierung der Skalenlokalisation einzelner Elektroden deutlich. Dies wurde in den weiterführenden Vermessungen dieser Arbeit hinsichtlich der Elektrodenlage verschiedener Implantattypen als wichtige Grundlage genutzt.

### **Strahlenbelastung**

Mit Hinblick auf die Kriterien der entstehenden Strahlenbelastung in der Anwendung der beiden Methoden findet sich in der Literatur Widersprüchliches.

Die bereits zuvor erläuterte Studie von Kyriakou et al. schildert die nötige Strahlendosis für eine vergleichbare Bildqualität in der Visualisierung der Nasennebenhöhlen, für die CT als gleich hoch bis geringer als bei der DVT [63]. Zur Diskussion dieser Aussage ist, wie oben erwähnt, zu berücksichtigen, dass ältere DVT Geräte im Vergleich zur neuesten CT Generation untersucht wurden. In der Mehrheit der Studien, die bis ins aktuelle Jahr 2014 reichen, wird die DVT als Methode der geringeren Strahlendosis beschrieben. Die Angaben der Strahlenbelastung mittels DVT variieren zwischen einer Dosisreduktion um das 3 bis 40 fache im Gegensatz zur CT [18; 19; 39; 45; 65; 81; 82]. Im Besonderen wird hierbei die röntgenologische Bildgebung des Felsenbeins und der

Cochlea-Implantate betrachtet [19; 39; 65; 81]. In der Betrachtung der nötigen Strahlendosis zur Visualisierung der Laterobasis bzw. des Felsenbeins wird diese unter Betrachtung der klinisch relevanten Bildqualität derzeit in einer Spanne von 3-5 mGy angegeben [16; 101]. Hochauflösende Modi, die eine Dosis bis auf 20 mGy benötigen, liefern auf Grund einer langen Belichtungszeit von 30 sec zu viele Bewegungsartefakte und sind deshalb nicht Bestandteil der klinischen Routinediagnostik. Die effektive Dosis variiert derzeit zwischen 0,04 -0,12 mSv für die einseitige Aufnahme. Im Bereich der Laterobasis beträgt der Anteil der applizierten, sowie auch der effektiven Dosis per DVT hiermit ca. 50% der in diesem Bereich nötigen Strahlendosis mittels CT. Wie Kiriakou in der zuvor erwähnten Studie zeigt, können moderne CT-Geräte eine vergleichbar geringe Strahlendosis liefern. Ihr Einsatz in der täglichen Routinediagnostik und ihre hohen Anschaffungskosten sind jedoch noch nicht ausreichend evaluiert [63; 84].

### **Artefaktverhalten**

Sowohl die DVT als auch die CT gelten laut der neuesten Studie von Bremke und Mitarbeitern aus 2013 als nahezu unbeeinträchtigt in ihrer Qualität der Darstellung anatomischer Strukturen durch metallische Artefakte [19]. Durch die längere Aufnahmedauer der Untersuchung mittels DVT im Vergleich zur CT wird in früheren Arbeiten eine für die DVT erhöhte Wahrscheinlichkeit für die Entstehung von Bewegungsartefakten beschrieben [26; 63]. Unabhängig hiervon evaluieren Studien von Ruivo et al. aus 2009 und von Lips et al. 2012 die DVT als eine nahezu artefaktfreie Technik der Bildgebung [67; 81]. Auch die Studien aus der Arbeitsgruppe um Aschendorff, beschreiben die DVT im Vergleich zur CT als Methodik mit geringem Metallartefakt [7; 62]. Aktuelle Arbeiten zum Thema des Artefaktverhaltens der Elektroden in der Bildgebung mittels DVT zeigen, dass die Artefakte bei der Bildgebung vom ganzen Schädel geringer ausgeprägt sind als beim isolierten Felsenbein. Dies liegt daran, dass im Falle einer Bildgebung des ganzen Schädels durch den Schädel mehr Gewebe vorhanden ist, welches die Strahlung absorbiert. Somit wird die Strahlung der CI-Elektrode von der Umgebung stärker absorbiert, was zu geringeren Artefakten führt. Das verbleibende Artefakt bei der Bildgebung eines CI's im ganzen Schädel beträgt laut diesen Untersuchungen jedoch weiterhin 50%, so dass die Elektrode radiologisch doppelt so dick erscheint wie sie ist [32; 47].

#### **5.1.1.5 Die DVT als Grundlage der Messungen dieser Arbeit**

Viele Studien nutzen als Grundlage ihrer Forschung die DVT, um auf ihrer Basis weiterführende Messungen zu vollziehen. Sie ist zum jetzigen Zeitpunkt eine, an Hand der oben genannten Studienlage sowie im Weiteren genannter Quellen, etablierte und verlässliche Methode in der postoperativen Lagekontrolle von Cochleaimplantaten [5; 6; 8; 9; 18; 24; 26; 27; 55; 62; 67; 78; 81]. Auf Grund der zuvor ausführlich beschriebenen aktuellen Studienlage, bietet die DVT die nötigen Voraussetzungen als Grundlage der Messungen dieser Arbeit. Diese sind neben der histologischen Übereinstimmung ein geringes Metallartefakt für eine klare Abgrenzbarkeit der Elektroden zum umliegenden Gewebe. Die Fähigkeit der DVT, das Skalenniveau der einzelnen Elektroden zu detektieren, bestätigt die Exaktheit dieser Methode bei der Vermessung von Strukturen im Kleinen. Bisher liegen jedoch noch keine gesicherten Erkenntnisse zur Differenzierung verschiedener Implantate und deren radiologischem Verhalten vor. Dies bildet das Fundament der vorliegenden Untersuchung zur intracochleären Lage von Elektroden verschiedener Cochlea-Implantate.

#### **5.1.2 Messmethodik:**

##### **Auswahl der DVT-Datensätze:**

Als Grundlage für alle Messvorgänge wurden, wie in 3.2.2.1 beschrieben, postoperative Patientenbilder mit ausreichend guter Bildqualität gewählt, welche die gesamte Cochlea sowie alle Implantat-Elektroden erkennen ließen. Demzufolge wurden alle DVT-Aufnahmen, welche eine schlechte Bildqualität lieferten, vor Beginn der Messungen verworfen. Hierzu zählten Gründe wie eine Überbelichtung der Aufnahme, Artefakte, wodurch einige Elektroden doppelt erschienen, sowie eine mangelnde Abgrenzbarkeit der anatomischen Grenzen der Cochlea und der Bogengänge. Eine deformierte Cochlea war kein Ausschlusskriterium. Diese Vorauswahl der DVT-Aufnahmen ist bei der Interpretation der Ergebnisse zu berücksichtigen, da alle Ergebnisse dieser Arbeit auf Bilddaten mit qualitativ idealen Voraussetzungen beruhen. Datensätze mit schlechter Bildqualität sind nicht in der Auswertung enthalten.

##### **Setzen der Basislinie:**

In vielen früheren Arbeiten wurde die Basislinie, welche den Beginn der basalen Cochleawindung definiert, allein mit Hilfe der individuellen Maßstäbe des jeweiligen

Untersuchers festgelegt. Die Basislinie dient als Ausgangspunkt, von welchem ausgehend die Position der einzelnen Cochleaelektroden innerhalb der Cochlea in Relation gemessen wird. Im Jahre 2010 wurde von Verbist und Mitarbeitern ein Koordinatensystem zur Vermessung der Cochlea entwickelt. Im Zuge dieser Entwicklung, etablierten sich allgemein gültige Kriterien zur Vermessungen der Cochlea und zur Positionierung der Basislinie. Um eine Vergleichbarkeit der Messergebnisse zu erlangen, beruht die Lage aller gesetzten Basislinien meiner Messvorgänge auf den Kriterien dieses Consensus-Panels nach Verbist von 2010 [95] (siehe 3.2.2.2). Es entsteht hierdurch eine standardisierte Messgrundlage. Dies ist Vorteil bei allen zukünftigen Messungen in Bezug auf die Cochlea sowie auf Cochlea-Implantate, die, wenn sie die gleichen Richtlinien befolgen, mit den Ergebnissen dieser Dissertation vergleichbar sind.

### **Lagemessungen**

Der Maßstab der Cochlea und ihrer inneliegenden Strukturen ist sehr klein. Infolgedessen war bei den Vermessungen der cochleären Strukturen sowie der intracochleären Elektroden eine besondere Präzision nötig. Schon ein geringes Verfehlen des angestrebten zu vermessenden Punktes um nur wenige Pixel wird demzufolge gleich von einem größerer Messfehler gefolgt. Dank der hohen Anzahl an vermessenen Daten im Rahmen dieser Untersuchung schmälert sich dieser Messfehler und ein guter Mittelwert wird erzielt.

Die einzelnen Lagemessungen rund um die jeweilige Elektrode wurden auf Basis einer einzigen Schnittbildebene erstellt. Es wurde die Ebene gewählt, in der die Elektrode in ihrer maximalen Breite zu sehen war. Als Entscheidungskriterium fungierte das subjektive Empfinden des Betrachters. In dieser Schnittebene erfolgten an Hand einer unter 3.2.2.4 beschriebenen Senkrechten zur Cochleawand alle Messvorgänge. Somit betreffen alle Messungen entlang dieser Leitstruktur dieselbe Schnittbildebene. Diese Messergebnisse sind daher untereinander vergleichbar, ohne dass Bedenken entstehen müssten, dass es sich um einen anderen Schnitt der darzustellenden Struktur handeln könnte. Die genannte Senkrechte dient weiterhin als Fundament für die Messungen des Insertionswinkels, der Breite der Cochlea und der Elektrode sowie der Bestimmung des Abstandes der Elektrode zur jeweiligen Cochleawand. Mit ihrer Hilfe lassen sich alle



diese Messergebnisse in Bezug zur lateralen Cochleawand setzen. Die Ergebnisse und Messungen sind somit nachvollziehbar und wiederholbar. Messungenauigkeiten können bei der Bestimmung des rechten Winkels und somit beim Ziehen der Senkrechten auftreten. Dies hätte zur Folge, dass sich alle Ergebnisse die an Hand dieser Senkrechten erstellt wurden, um den Betrag der Messungenauigkeiten ändern. Die Relation der einzelnen Parameter untereinander bliebe jedoch bestehen, da sie alle im Verhältnis zur selben Leitstruktur vermessen wurden.

Im Gegensatz zu den Messvorgängen, die alle an der Stelle einer Elektrode vorgenommen wurden, gilt es, im Vergleich dieser Messergebnisse mit den Messergebnissen entlang einer Elektrode an einer anderen Positionen innerhalb der Cochlea, Folgendes zu beachten: Hier können diese Messungen in verschiedenen Bildebenen durchgeführt worden sein, je nachdem in welchem Schnittbild die jeweilige Elektrode am größten erschien. Es entsteht eine mögliche Fehlerquelle. Die Messergebnisse können sich auf Grund der realen Dimension der Messgrößen sowie auf Grund der zugrunde liegenden unterschiedlichen Schnittbildebene unterscheiden. Dies gilt es bei der Interpretation des Vergleichs der Messergebnisse zu berücksichtigen.

## **5.2 Diskussion der Ergebnisse**

### **5.2.1 Anatomische Variation der Cochlea**

Das Wissen und Verständnis, die Anatomie der Cochlea betreffend, ist von essenzieller Bedeutung für die chirurgische Durchführung und Planung von CI-Insertionen sowie bei der Entwicklung von Cochlea-Implantaten. Der individuelle Aufbau der Cochlea muss bei der Ursachenforschung des chirurgischen Traumas, welches im Zuge einer CI-Implantation intracochlear ungewollt entstehen kann, dringend berücksichtigt werden [35]. Auch die Versuche, das restliche Hörvermögen von nicht vollständig ertaubten Patienten zu erhalten, werden durch die anatomischen Varianten sowie vorbestehende Fehlbildungen der Cochlea limitiert. Aus diesem Grund ist es essenziell, die Anatomie der Cochlea zu kennen und nichtinvasiv, radiologisch darstellen zu können. In dieser Dissertation wurde die Cochlea, mit speziellem Hinblick auf den Durchmesser der basalen Cochleawindung, an Hand von DVT-Aufnahmen vermessen. Die basale

Cochleawindung ist von besonderem Interesse, weil hier alle Implantate jeder Modellfirma inserieren und somit durch die vorhandenen anatomischen Gegebenheiten in ihrem Insertionsprozess beeinflusst werden.

Die Ergebnisse dieser Dissertation zeigen, dass der Durchmesser der Cochlea kontinuierlich innerhalb der basalen Cochleawindung von basal nach apikal abnimmt. Im Verlauf dieser basalen Cochleawindung wurden anatomische Schwankungen des Durchmessers registriert, welche zu ca. 2/3 in den DVT-Aufnahmen beider Implantatgruppen übereinstimmen. Obwohl das innen liegende CI keinen Einfluss auf die Anatomie der Cochlea haben sollte, wurden in ca. 1/3 der Fälle signifikante Unterschiede im cochleären Durchmesser firmenspezifisch an bestimmten Stellen der Cochlea vermessen. Dies könnte daran liegen, dass im Zuge des Messvorganges der Durchmesser der Cochlea in dem speziellen Schnittbild vermessen wurde, in dem die jeweilige Elektrode der einzelnen Firma an der zu vermessenden Stelle am größten erschien. Durch Drehung des Bildes und demzufolge der Cochlea können hierdurch unterschiedliche Winkel entstanden sein, in welchen die implantatspezifische Elektrode am größten erschien und daraufhin die Cochlea vermessen wurde. Außerdem lag bei der Firma *MedEl*® nur die Hälfte der Anzahl der Elektroden von der Firma *Cochlear*® in der basalen Cochleawindung. Demzufolge wurde hier an weniger Stellen der cochleäre Durchmesser vermessen als bei den Aufnahmen mit CI der Firma *Cochlear*®. Dies führt dazu, dass die Messpunkte innerhalb der Cochlea unterschiedlich lokalisiert liegen und sie folglich nicht exakt miteinander vergleichbar sind, was zu Ungenauigkeiten im statistischen Vergleich führt.

Firmen- sowie implantattypübergreifend zeigt diese Arbeit, wie aus anatomischen Studien bekannt, die Verkleinerung des Binnendurchmesser der Cochlea von basal Richtung apikal, inklusive typischer Schwankungen [35]. Dies kann als Zeichen der Güte der Messungen herangezogen werden. Der in dieser Studie ermittelte durchschnittliche Durchmesser der basalen Cochleawindung stimmt mit den Ergebnissen der Arbeiten von Erixon und Mitarbeitern, sowie mit denen von Dimopoulos und Muren überein [31; 35]. In anderen Studien wie der von Stakhovskaya betrug der basale Cochleamesser mehr als das Dreifache im Gegensatz zu dem hier vermessenen Wert. Dies liegt daran, dass unterschiedliche Start- und Endpunkte der

Messungen gewählt wurden. Stakhovskaya und Mitarbeiter vermaßen den Durchmesser vom runden Fenster, durch den Modiolus zur gegenüberliegenden Seite der basalen Cochleawindung und nicht, wie in dieser und Erixons Arbeit, den Durchmesser von der lateralen Cochleawand zur gegenüberliegenden medialen Cochleawand bzw. zum Modiolus [89].

Obwohl es übereinstimmende Durchschnittswerte bezüglich des cochleären Durchmessers gibt, ist die Cochlea eines jeden Menschen individuell geformt. Größe, Form, Länge, Anzahl der Windungen sowie die äußere Beschaffenheit der knöchernen Hörschnecke mitsamt ihren Impressionen und ihrer Beschaffenheit, sind bei allen Cochleae verschieden [10; 35; 36; 38; 38; 48; 94]. Keine Cochlea stimmt mit einer anderen Hörschnecke überein. Sogar innerhalb eines Menschen unterscheidet sich die rechte von der linken Hörschnecke [48]. Die menschliche Cochlea lässt sich zusammenfassend als so individuell und variabel wie der eigene Fingerabdruck bezeichnen [35]. Die große Variabilität und Formenvielfalt der Cochlea beeinflusst die Implantation der Cochlea-Implantate beträchtlich. Der chirurgische Erfolg der Implantation ist von der Anatomie der Cochlea abhängig. Sie bedingt durch ihre Form den Insertionswinkel des Elektrodenarrays, die Wahl des Implantatmodells sowie einen möglichen Erhalt des Restgehöres [10; 35; 38; 70; 93]. Im Zuge der Cochlea-Variabilität ist ebenfalls eine Vielfalt der Ausprägung der Scala tympani bekannt, was die Elektrodeninsertion zusätzlich erschwert [10]. Es stellt sich somit die Frage, ob es sinnvoll ist, Patienten mit Hörverlust durch standardisierte Elektroden zu versorgen. Hierzu ist es sinnvoll, sich bewusst zu machen, dass Studien zeigen, dass sowohl die Länge der einzelnen Windung an sich variiert als auch die Anzahl der cochleären Windungen selbst unterschiedlich ist [10; 35; 36; 48; 89]. Demzufolge liegen alle Cochleaimplantate abhängig von der individuellen Länge, Form und Anzahl der einzelnen Cochleawindungen bei jedem Patienten unterschiedlich tief inseriert vor. Die Anatomie der Cochlea beschränkt in einigen Fällen zusätzlich die Insertionstiefe der CI's, indem unüberwindbare Widerstände im Cochlealumen existieren. Dies wurde bei einigen Patienten im Zuge der Vorbereitungen dieser Arbeit festgestellt. Sie fielen vorzeitig aus der Messanalyse heraus, da Implantat-Elektroden vor dem Cochleaeingang (rundes Fenster) inseriert lagen. Des Weiteren macht es einen bedeutenden Unterschied, ob das Elektrodenarray entlang der längeren, lateralen Cochleawand oder entlang der

kürzeren, medialen Cochleawand vorgeschoben wird. Je nachdem kommt es tiefer oder weniger tief inseriert zum liegen [35]. Als kurzer Exkurs ist zu bemerken, dass bei Kindern die Hörschnecke generell noch kleiner und weniger entwickelt ist als bei Erwachsenen. Ein Implantat, welches bei einem Erwachsenen 1,5 Windungen der Cochlea abdeckt, erzielt bei Kindern eine größere Abdeckung von 2 - 2,5 Windungen [70]. In Anbetracht des bei CI-Insertion entstehenden Traumas ist die Anatomie der Cochlea als häufige Ursache verantwortlich zu machen [10; 14; 94]. Laut genaueren Untersuchungen sind für Schädigungen prädispositionierende Stellen bekannt. Häufig wird hier unter anderen die Position der basalen Cochleawindung bei ca. 180° genannt [10; 94]. Impressionen, die die Cochlea betreffen, wie zum Beispiel eine Eindellung der Hörschnecke durch den Carotiskanal, könnten ebenfalls zu einer Strikture des Cochlealumens oder einem erhöhten Risiko für Traumen an dieser Stelle führen [35]. Solche Impressionen wurden im Zuge dieser Arbeit bei der Betrachtung und Vermessung der Cochleae in der DVT als deformierte Cochlea erkannt.

Die obigen Ausführungen zeigen, wie wichtig es ist, die Anatomie der Cochlea zu kennen und sie bei der Implantatentwicklung und Insertion zu berücksichtigen. Ein einheitliches System zur Vermessung der Cochlea und ihrer Strukturen ist nötig, um eine Vergleichbarkeit zwischen den einzelnen anatomischen Studien herstellen zu können. Hierbei ist das Consensus Panel von Verbist et al. aus 2010 ein großer Fortschritt, welches ein allgemein gültiges Koordinatensystem der Cochlea entwickelte [95]. Hierauf basierend wurden alle Messungen dieser Arbeit vorgenommen. Sie sind somit mit anderen folgenden Studien vergleichbar. Im Zuge des Fortschreitens der Analyse über die genaue Anatomie der Cochlea mit dem aktuellen Ergebnis, dass jede Cochlea individuell gestaltet ist, bleibt es zu bedenken, ob es in Zukunft zielführender ist, individuell angepasste Elektrodenarrays für CI-Träger anzufertigen.

### **5.2.2 Diskussion der Darstellung verschiedener Implantatmodelle**

Auf dem Hintergrund der erzielten Hörergebnisse nach CI-Implantation gibt es viele Faktoren, die in Diskussion stehen, Einfluss auf das Hörerlebnis mittels CI zu nehmen. Verschiedene Hersteller für Cochleaimplantate machen sich dies zu Nutze und entwickeln unterschiedliche Implantatmodelle. Diese variieren in ihrer Konfiguration und Flexibilität und weisen eine differierende Elektrodenanzahl und Gesamtlänge des

Elektrodenarrays auf. Inwieweit sich diese Unterschiede der Implantatmodelle in der DVT darstellen lassen, wird im Folgenden diskutiert. Der vermutete Einfluss des einzelnen Implantatmodells auf das Hörerlebnis der Patienten wird ebenfalls beleuchtet.

### 5.2.2.1 Insertionstiefe der Implantate

In der vorliegenden Arbeit wurde zu Beginn die Insertionstiefe der jeweiligen Implantate der Firmen *Cochlear*® (Nucleus Contour Advanced, CI 512) und *MedEl*® (31 mm Elektroden: Flex soft, Standard) untersucht. Mittels DVT konnte dargestellt werden, dass Implantate der Firma *MedEl*® mit maximal 9 von 12 inserierten Elektroden in der basalen Cochleawindung lagen. Die Elektrodenarrays der Firma *Cochlear*® waren mit maximal 22 von 22 Elektroden, also mit allen verfügbaren Elektroden des Implantates, in der basalen Cochleawindung inseriert, Minimum waren 18 von 22 Elektroden. Bei der Firma *MedEl*® lagen folglich bei 100% der Patienten die Elektrodenträger tiefer als in der basalen Windung inseriert, bei der Firma *Cochlear*® war dies nur bei 74% der Patienten der Fall. Hieraus ist mittels DVT zu erkennen, dass die Firma *MedEL*® ihre Elektrodenträger tiefer inseriert als die Firma *Cochlear*®. Dies wird auch unter Betrachtung der Konfiguration der jeweiligen Elektrodenarrays deutlich. Die untersuchten Elektrodenträger der Firma *MedEl*® sind jeweils insgesamt 31,5mm lang, auf diese Länge verteilen sich die 12 Elektroden mit einem gleichen Abstand von 2,4 mm zwischen den einzelnen Elektroden [12]. Bei einer maximalen Anzahl von 9 (minimale Anzahl 7) Elektroden, die innerhalb der basalen Cochleawindung liegen, bedeutet dies, dass mindestens 3 (maximal 5) Elektroden tiefer inseriert wurden. Auf Grund der Länge des Arrays, der großen Abstände zwischen den Elektroden sowie der Anatomie der Cochlea, reichen die tiefer inserierten Elektroden weit in die Cochlea hinein, bis hin zum Apex. *Cochlear*® setzt hingegen auf eine dichtere Elektrodenanordnung entlang seiner Elektrodenträger, wobei sich die 22 Elektroden eng aneinander auf einem Träger von 17 mm [59] aufreihen. Die bei diesen CI-Modellen tiefer inserierten Elektroden - es lagen maximal 4 Elektroden außerhalb der basalen Windung - reichen demnach nur in den Beginn der mittlere Cochleawindung hinein und erreichen nicht die apikale Cochleawindung. Mittels DVT lässt sich somit mit bloßem Auge erkennen, dass die Firma *Cochlear*®, mit ihrem *Nucleus Contour Advanced* Elektrodenarray, eine Insertion der basalen Cochleawindung anstrebt. Die Firma *MedEl*® setzt im Gegensatz hierzu, durch eine tiefe Insertion der

Elektrodenträger, auf die Stimulation der gesamten Cochlea bis hin zum Apex. Zu beachten bleibt, dass für die letztendlich erzielte Insertionstiefe die Anatomie der Cochlea einen limitierenden Faktor darstellt. Dies wurde unter 5.2.1 ausführlich beschrieben.

Die Auswirkungen der Insertionstiefe auf das Hörverhalten der Patienten wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Es stehen sich zwei Aussagen gegenüber.

Einerseits steht die Aussage im Raum, dass eine komplette Abdeckung der Cochlea, durch tief inserierte Elektroden, die alle Ganglienzellen erregen, zu einem Nachempfinden der Tonotopie der Cochlea und somit zu einem besseren Hörerlebnis führe [34]. Schon früh im Jahre 1993 beschrieb Marsh et al., dass die Insertionstiefe der Implantate einen Einfluss auf die Sprachdiskrimination habe [68]. Die Arbeit von Hochmair et al. besagt, dass vor allem die Stimulation der apikalen Cochleabezirke ein signifikant besseres Sprachverständnis zur Folge habe, sowie, dass die Versorgung der gesamten Cochlea mit Elektroden zu einem besseren Verstehen in Ruhe und Lärm beitrage [52]. *MedEl*® folgt der Firmenphilosophie von langen Elektrodenarrays, mit dem Ziel, die gesamte Schnecke und damit den gesamten Nerv zu erreichen. Die im Vergleich zu anderen Implantatmodellen weiten Abstände zwischen den Elektroden der *MedEl*®-Implantate sollen zusätzlich Kanalinteraktionen minimieren [12].

Andererseits gibt es auch Untersuchungen, dass eine tiefe Elektrodeninsertion zu keinem Vorteil beim Hörverstehen führt. Zum Einen scheint dies an Elektroden-Nerv-Interaktionen zu liegen, die den Patienten ein unangenehmes Hörerlebnis vermitteln. Untersuchungen von Gani und Kollegen beschreiben, dass sich bei einem Teil ihrer Patienten das Sprachverstehen nach dem Abschalten der apikalen Elektroden sogar verbesserte. Bei den restlichen Patienten blieb es unverändert. Eine Besserung durch die apikale Stimulation wurde nicht verzeichnet [41]. Zum Anderen wird ein erhöhtes Risiko für das Entstehen von Traumen innerhalb der Cochlea beschrieben, welche im Zuge des Vorschiebens des Elektrodenarrays in die hinteren, engen Windungen der apikalen Cochleabereiche entstehen kann [40]. Die Insertion des Elektrodenarrays birgt generell immer das Risiko intracochleärer Schäden [58; 72; 74]. Dies ist besonders im Hinblick einer CI-Insertion bei Patienten mit einem bestehenden Resthörvermögen im Tieftonbereich von Bedeutung. Die Tonotopie der Cochlea beschreibt das Tiefton-

Hören als in der apikalen Windung der Cochlea gelegen. Die apikale Windung sei bei tiefen Insertionen vermehrt möglichen Schädigungen ausgesetzt. Damit würde das Restgehör gefährdet [74]. Andere Studien belegen jedoch, dass eine tiefere Insertion kein größeres Insertionstrauma verzeichnet [43]. Wichtig ist es, generell bei allen Implantatmodellen den Elektrodenträger vorsichtig, unter der Verwendung von minimalem Kraftaufwand sowie nicht gegen Widerstand vorzuschieben. Dann könne das Restgehör gut erhalten bleiben [43; 73]. Das von *MedEl*® produzierte und in dieser Dissertation untersuchte *Flex soft* Elektrodenarraymodell wird in Studien als speziell für den Hörerhalt im Tieftonbereich entwickeltes Modell mit tiefer Insertion beschrieben. Es sei durch seine Flexibilität atraumatischer als seine Vorgänger und ließe sich gut in der apikalen Windung der Cochlea platzieren [12]. In einer Studie der Frankfurter Arbeitsgruppe von Helbig et al. konnte nach der Implantation einer *MedEl*® (*Flex soft*) Elektrode bei 77,3 % der Patienten das präoperativ vorhandene Restgehör im Tieftonbereich erhalten werden [50]. Eine aktuellere Studie der gleichen Arbeitsgruppe belegt, dass sogar im Zuge einer Reimplantation von Cochleaimplantaten das vorherige Restgehör geschont und erhalten werden kann. Hierbei wurden die jeweiligen Elektrodenträger jedoch bei der Revisions-OP maximal 24 mm weit in die Cochlea vorgeschoben [51].

In Bezug auf Elektrodenarrays, welche hauptsächlich in der basalen Cochleawindung inseriert liegen (z. Bsp. bei der Firma *Cochlear*®), ist es laut Adunka und Studiengruppe ebenfalls möglich, jedoch noch nicht ausreichend geklärt, dass ein basales Cochleatrauma die apikale Cochleafunktion beeinflusse [1]. Wenn dies zuträfe, wäre es in Bezug auf ein cochleäres Trauma äquivalent, wie tief ein Elektrodenarray inseriert würde. Laut Richter et al. ist es des Weiteren noch unklar, ob ein Ganglienzellverlust generell überhaupt, z. Bsp. im Rahmen eines Insertionstrumatats, die Hörfähigkeit der CI-Patienten beeinflusst [79]. Lee und Mitarbeiter beschrieben 2010 in diesem Kontext, dass nur eine geringe Assoziation zwischen der Insertionstiefe und dem Sprachverständnis vorläge [66]. Ebenfalls dieser Meinung ist die Arbeitsgruppe um Cosetti, sie vermittelt, dass der Hörerhalt nur vom Alter der Patienten, jedoch nicht vom versorgenden Gerätemodell des CI's abhängt [23].

Letztendlich liegt noch weiterer Forschungsbedarf vor, um den Einfluss der Insertionstiefe auf das Hörvermögen und den Erhalt des Restgehörs genau zu definieren. Als radiologisches Hilfsmittel trägt die DVT als geeignete Methode dazu bei, diese Fragestellung zu klären, indem sie laut den Ergebnissen dieser Dissertation die Insertionstiefe von verschiedenen CI-Modellen darstellt.

### 5.2.2.2 Elektrodenlage in Bezug zum Modiolus (mediale Cochleawand)

Von vielen Forschungsgruppen untersucht und von großer Relevanz für das Hörerlebnis von CI-Trägern ist, neben der zuvor beschriebenen Implantationstiefe, die exakte Lage der einzelnen Elektrode innerhalb der Cochlea. Diese lässt sich durch die Skalenlage der Elektrode sowie durch ihre Nähe zur medialen Cochleawand bzw. zum Modiolus beschreiben. Die in dieser Arbeit erhobenen Unterschiede bezüglich einer modiolär-nahen bzw. -fernen Lage der Elektrodenarrays fallen in diesen Kontext.

Der typische Unterschied der Elektrodenlage innerhalb der Cochlea ist in den DVT-Bildern bereits mit bloßem Auge ersichtlich. Man erkennt in den Bildern die modiolus-nahe (perimodioläre) Lage der Modelle der Firma *Cochlear*® im Gegensatz zur modiolus-fernen (lateralen) Lage der Firma *MedEL*®. Dies gelingt bereits ohne einen genauen Messvorgang vornehmen zu müssen. Im Zuge dieser Arbeit wurde dieser sichtbare Unterschied mittels signifikanter Messergebnisse untermauert.

Diese die beiden Implantatfirmen untereinander vergleichenden Ergebnisse zeigen, dass innerhalb der basalen Cochleawindung (0-360°) ein signifikanter Unterschied im Abstand der medialen Cochleawand zur Elektrodenmitte vorliegt. Der Abstand von der *medialen* Cochlea-Wand (modiolus-nah) zur Elektrodenmitte ist bei den Implantaten der Firma *Cochlear*® signifikant kleiner als bei Implantaten der Firma *MedEL*®. Wie erwartet wird hier somit deutlich, dass sich die Elektroden der Firma *Cochlear*® der medialen Cochleawand anschmiegen. Sie liegen demnach modiolus-nah, was sich "perimodiolär" nennt. Bei dem Abstand von der *lateralen* Cochleawand (modiolus-fern) zur Elektrodenmitte zeigt sich ebenfalls für die ersten 0°-330° der basalen Cochleawindung ein signifikanter Unterschied. Dieser Abstand zur lateralen Cochleawand, war für die Elektroden der Firma *MedEL*® signifikant geringer als bei der Firma *Cochlear*® und zeigt somit deren modiolus-ferne Lage an. In den letzten 331°-360° war hier kein signifikanter Unterschied erkennbar, was an dem in diesem



Bereich bereits sehr kleinen Cochleadurchmesser liegen könnte. Dieser erschwert die Abgrenzung von Elektrode zur Cochleawand. Als Ergebnis kann somit festgehalten werden, dass diese Dissertation signifikante Ergebnisse liefert, welche zeigen, dass es einen Unterschied in der Elektrodenlage verschiedener Implantate in Bezug zur Cochleawand bzw. zum Modiolus gibt und dieser mittels DVT darstellbar ist (siehe Diagramme 19 & 20 Seite 49-50 unter 4.2.4.). Vorige Arbeiten bestätigen des Weiteren, dass mit Hilfe der DVT eine perimodioläre Elektrodenlage visualisierbar ist [26; 79].

Die Analyse der hier mittels DVT untersuchten Cochlea-Implantate bezüglich ihrer intracochleären Lage, spiegelt die von den Herstellern beabsichtigten Charakteristika ihrer Produkte wider. Beide Implantatfirmen, *Cochlear*® und *MedEl*®, verfolgen mit ihrer modiolus-nahen bzw. fernen Lage unterschiedliche Ziele, welche im Folgenden an Hand der aktuellen Studienlage erörtert werden.

Die Pionierarbeit von Shepherd aus dem Jahre 1993 untersuchte die Abhängigkeit der neuronalen Erregung von der Elektrodenposition in Bezug zum Modiolus an Hand von EABR's (electrically evoked auditory brainstem responses) im Katzenmodell. Je weiter die Elektroden von der lateralen Cochleawand entfernt lagen und je näher sie dem Modiolus angenähert wurden, desto umfangreicher kam es zu einer signifikanten Reduzierung der EABR-Schwelle. Folglich ergibt sich eine niedrigere Stimulationsschwelle des Hörnerven, je näher das Elektrodenarray dem Modiolus anliegt, sowie je näher es der knöchernen Spirallamina kommt [86]. Auch in darauf folgenden Arbeiten zeigt sich, dass sich mit einer Abnahme der Distanz der Elektrode zum Modiolus die Nervenadaptationsrate steigert und sich die Hörschwelle reduziert [83; 99]. Laut Shepherd und Arbeitsgruppe ist die Zielsetzung einer perimodiolären Elektrodenposition, welche sich die CI-Entwickler perimodiolärer Elektrodenträger zu nutzen machten, eine bessere Kanaltrennung, eine verbesserte Sprachwahrnehmung, geringere Stimulationsschwellen und ein geringerer Stromverbrauch, auf Grund der Nähe zu den auditorischen Nervenfasern [86].

Die Firma *Cochlear*® machte sich diese Erkenntnisse in ihrem Design der Elektrodenarrays zu nutzen. Ihr Leitbild ist ein Elektrodenarray mit vielen Elektroden in enger Lage zum Modiolus, um eine möglichst gute Differenzierung und Tonotopie zu erreichen. Die aktuelle und hier untersuchte Array-Klasse ist die *Nucleus Advanced*

*Contour* Linie, welche sich wie ihre Vorgänger durch eine perimodioläre Elektrodenlage auszeichnet [2; 59; 78; 81]. Dies soll die Vorteile einer geringeren Reizschwelle, weniger Kanalinteraktionen und eines größeren dynamischen Umfangs bieten [44]. In der Literatur und in der klinischen Ausführung der Elektrodenpositionierung bei CI-Implantation finden sich jedoch Hinweise, dass eine perimodioläre Elektrodenlage vermehrt intracochleäre Traumen mit sich führt. Die Nähe der Elektrode zum Modiolus trage auf Grund der anatomischen Beziehungen ein größeres Risiko, die empfindlichen Strukturen des Innenohres wie die Lamina spiralis ossea oder die Basilarmembran zu schädigen bzw. zu durchbrechen [44; 78; 92]. Die von *Cochlear*® entwickelte *Nucleus Contour Advanced* Elektrodenarrays, welche im Gegensatz zu den Vorgängermodellen in Studien als atraumatischer beschrieben werden, sollen diese Traumatisierungstendenz senken [2; 6; 59; 81; 96]. Durch eine konische Silikonspitze des Arrays könne ein besseres und sichereres Gleiten innerhalb der Cochlea erzielt werden. Eine Markierung an der Elektrode, welche 8,5 mm von der Spitze entfernt angebracht ist, ermögliche eine erfolgreichere Kontrolle der Insertionstiefe während der Insertion, um diese sicherer zu gestalten [59].

In Zusammenschau aller Vor- und Nachteile einer perimodiolären Elektrodenlage ist es das Ziel der CI-Entwickler, perimodioläre Elektroden zu entwickeln, die gleichzeitig atraumatisch zu inserieren sind [8; 22; 78]. Die in dieser Dissertation untersuchten Elektrodenträger der Firma *MedEl*® (*Standard und Flex soft*) liegen von Beginn an fern des Modiolus, um die Traumatisierungstendenz nicht zu erhöhen [12]. Hier werden die Vorteile einer perimodiolären Lage zu Gunsten einer möglichen Trauma-Reduktion hinten angestellt. Konsens aller Studien ist, dass neben einem atraumatischen Elektrodenarray von mindestens ebenbürtiger Bedeutung eine sichere Insertionstechnik ist. Daher sollte die Insertion jedes CI-Modells von geschulten und erfahrenen Chirurgen durchgeführt werden [59].

### **5.2.2.3 Elektrodenposition und Stimulation des N. fazialis**

Aus anatomischen Studien ist bekannt, dass der N. fazialis vor allem mit seinem labyrinthären Segment dem oberen Teil der basalen Cochleawindung anliegt [15; 35; 57; 88]. Elektroden, welche innerhalb der Cochlea diesem labyrinthären Segment anliegen, können den N. fazialis in ihrer Aktivität ungewollt stimulieren [57]. Bei einem

Elektroden­träger von insgesamt 22 Elektroden, wie bei dem *Nucleus Contour Advanced* Modell der Firma *Cochlear*®, betrifft dies vor allem die Elektroden Nummer 16 bis 17 [88]. Die Häufigkeit der fazialen Stimulationen wird in verschiedenen Studien in einer Größenordnung von 1,2 bis 38 % beschrieben [3; 15; 57; 80; 88]. Des Weiteren können diese Nervus facialis Stimulationen (FNS) vom sofortigen Auftreten nach der Insertion des CI's, bis hin zu einem Erstereignis 10 Jahre nach Implantation auftreten [13; 88]. Die Ätiologie dieser Ereignisse ist multifaktoriell. Sie ist abhängig von der Elektrodenlage sowie von Anatomie und Begleiterkrankungen des Patienten. Zum Einen können extracochleäre Elektroden, im Rahmen einer unvollständigen Insertion bei ossifizierter Cochlea, zu extracochleären Stimulationen führen [88]. Zum Anderen spielen Anomalien sowie Krankheiten der Cochlea, bei denen deren Knochendichte verändert ist, eine große Rolle [3]. Im Falle, dass der Knochen zwischen basaler, an den N. facialis angrenzenden Windung der Cochlea, sowie N. facialis dünn und gebrechlich wird, kann sich der Perilymphstrom ausbreiten und den Nerv stimulieren [15]. Bei Patienten mit bekannter Otosklerose treten häufig, auf Grund des weichen Knochens, ungewollte FNS im Rahmen der CI-Versorgung auf [15; 57; 80; 97]. Das Gleiche ist auch bei Syphilis-Patienten bekannt [15]. Bezüglich der erst spät auftretenden "late onset" FNS ist eine Veränderung des Stromflusses durch den Umbau des Gewebes als Ursache zu vermuten. Dadurch ändere sich die Impedanz und die Fazialis-Nerv-Sensibilität [88]. Unter Berücksichtigung des in dieser Dissertation vollzogenen Vergleiches der verschiedenen CI-Elektroden­träger ist es von Interesse, dass es Unterschiede in der Inzidenz der FNS, abhängig von der Elektrodenarraykonfiguration, gibt. Bei normaler Cochleaanatomie ohne Zusatzerkrankungen zeigen Studien, dass FNS bei einer CI Versorgung mit geraden "straighten" sowie mit perimodiolären Elektroden gleich häufig auftreten [3; 88]. Im Gegensatz hierzu verursachen jedoch bei Patienten mit Otosklerose oder anormaler Cochlea die geraden "straighten" Elektroden häufiger FNS als perimodiolär liegende Elektrodenmodelle [11; 69; 88]. Patienten mit Otosklerose werden demzufolge perimodioläre Elektroden­träger empfohlen, da diese das FNS-Risiko senken. Diese Elektroden­träger sollen den Patienten weiterhin ein subjektiv lauterer Hören, als dies bei geraden Elektroden der Fall ist, ohne FNS ermöglichen [69; 88]. Im Speziellen wurde für das Elektrodenmodell *Nucleus Contour*

*Advanced* der Firma *Cochlear*® eine Reduzierung des FNS-Risikos im Gegensatz zu seinem Vorgängermodell beschrieben [3].

Die obige Zusammenstellung 5.2.2.1-5.2.2.3 zeigt, welche Relevanz der radiologischen Bildgebung zufällt, die exakte Position der Elektroden in Bezug zum Modiolus zu bestimmen. Dies ist sowohl im klinischen Alltag als auch im Zuge der Wissenschaft und Forschung von Bedeutung. Laut den Ergebnissen dieser Dissertation erfüllt die DVT die Voraussetzung einer hierfür geeigneten, bildgebenden Methode. Sie bietet die Möglichkeit, die Unterschiede in der intracochleären Lage von verschiedenen Elektroden erkennbar zu machen. Deutlich werden hierdurch die jeweiligen Charakteristika des CI-Modells und seines Hersteller. Die DVT liefert daher für die Zukunft einen wichtigen Beitrag in der Entwicklung effizienter und atraumatischer Elektrodenträger, sowie in der Analyse von möglichen Fehlinsertionen.

#### **5.2.2.4 Zusammenfassung Vergleich Cochlear® vs. MedEl®**

Im Vergleich der beiden Firmen *Cochlear*® und *MedEl*®, mit ihren entsprechenden in dieser Dissertation untersuchten Implantatmodellen, lässt sich in Anbetracht der aktuellen Studienlage und der eigenen, mittels DVT ermittelten Ergebnisse, festhalten, dass:

*Cochlear*® auf eine perimodioläre Elektrodenlage setzt, um die Stimulationsschwelle des Hörnerven gering zu halten. Dies birgt das Risiko einer höheren Traumatisierung der modiulären Region, was die Entwicklung von atraumatischen Elektrodenträgern sowie sicheren Implantationstechniken nötig werden lässt. Viele, eng aneinander gereihten Elektroden sollen zu einer guten Differenzierung des Hörens beitragen. Gleichzeitig inserieren die aufgereihten 22 Elektroden gezielt nur in die basale Cochleawindung um ein Trauma in den apikalen Cochleabezirken zu vermeiden.

*MedEl*® auf eine tiefe Insertion setzt, mit einer Insertion der Elektroden bis zum Apex der Cochlea. Mit den 12 Elektroden, welche durch größere Abstände getrennt, aufgereiht in der gesamten Cochlea liegen, sollen alle Frequenzen des Hörens angesprochen und die cochleäre Tonotopie nachempfunden werden. Die einzelnen Elektroden liegen jedoch der lateralen Cochleawand an, also dem Modiolus fern, was

eine höhere Reizschwelle des Hörnervens zur Folge hat, jedoch eine geringere Traumatisierungstendenz aufweist.

#### 5.2.2.5 Breite der einzelnen Elektroden

Bestandteil dieser Dissertation war es, den Durchmesser jeder Einzelelektrode innerhalb der ersten 360° der basalen Cochleawindung zu vermessen. Diese Messungen wurden als Gütekriterium bezüglich der bildgebenden Exaktheit der digitalen Volumentomographie (DVT) durchgeführt. Die Ergebnisse dienen gleichfalls der Überprüfung wie genau die DVT die Dimensionen der Elektroden, trotz der sie umgebenden Artefakte, darstellen kann. Vor diesem Hintergrund werden im Folgenden die Herstellerangaben der Firma *Cochlear®* über den Durchmesser der Elektroden in der Aufsicht, mit den gemessenen Werten der vorliegenden Untersuchung verglichen.

Im direkten Vergleich der realen Werte des Elektrodendurchmessers mit den vorliegenden Messergebnissen zeigt sich der im Folgenden beschriebene und in Tabelle 10 zusammengestellte Vergleich: Die realen Werte besagen, dass die Elektroden Nr. 1 - 11 konstant einen Durchmesser von 0,8 mm aufweisen (Daten nach Angaben von *Cochlear®*). Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen einen Mittelwert des Elektrodendurchmessers der Elektroden Nr. 1 - 11 von 0,77 mm +/- 0,07 mm. Diese Ergebnisse liegen sehr nahe am Wert des realen Durchmessers von 0,8 mm. Es liegen jedoch Schwankungen der einzelnen Werte untereinander vor. Demnach wurden die Elektroden 1 - 11, welche alle laut Herstellerangabe die gleiche Größe aufweisen, nicht kontinuierlich als gleich groß in der DVT - Bildgebung gemessen (siehe Diagramm 6 unter 4.2.3 und Tabelle 10). Übereinstimmung findet sich in dem Punkt, dass sich innerhalb der Elektroden 1-11 der größte existierende wie gemessene Elektrodendurchmesser befindet. Gemäß der Herstellerfirma *Cochlear®* fällt der reale Durchmesser der Elektroden ab Elektrode Nr. 12 kontinuierlich ab. Die kleinste Elektrode ist Elektrode Nr. 22 mit 0,5 mm. Dies spiegelt sich in den Messergebnissen teilweise wider. Ein Abfall der Elektrodengröße von Elektrode Nr. 12 - 15 ist auch in den Messergebnissen zu verzeichnen. Übereinstimmung findet sich ebenfalls darin, dass der kleinste gemessene Durchmesser auf die letzten Elektrode Nr. 22 fällt. Aus der Reihe heraus fallen die Elektrodengrößen der Elektroden Nr. 16 - 21. Diese wurden durchgängig höher gemessen, als es im Realen der Fall ist. Weiterhin

ist hier im Verhältnis zu den vorigen Werten keine abfallende Tendenz der Elektrodengröße zu erkennen, wie es laut der Herstellerangaben sein sollte.

	Elektrodendurchmesser in mm (Aufsicht)										
Nummer der Elektrode	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
DVT - Daten	<b>0,76</b> +/- 0,12	<b>0,71</b> +/- 0,09	<b>0,68</b> +/- 0,1	<b>0,72</b> +/- 0,19	<b>0,69</b> +/- 0,1	<b>0,75</b> +/- 0,1	<b>0,82</b> +/- 0,12	<b>0,85</b> +/- 0,12	<b>0,86</b> +/- 0,11	<b>0,85</b> +/- 0,12	<b>0,8</b> +/- 0,11
Herstellerangaben <i>Cochlear®</i>	<b>0,8</b>	<b>0,8</b>	<b>0,8</b>	<b>0,8</b>	<b>0,8</b>	<b>0,8</b>	<b>0,8</b>	<b>0,8</b>	<b>0,8</b>	<b>0,8</b>	<b>0,8</b>
	Elektrodendurchmesser in mm (Aufsicht)										
Nummer der Elektrode	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
DVT - Daten	<b>0,76</b> +/- 0,1	<b>0,73</b> +/- 0,1	<b>0,71</b> +/- 0,09	<b>0,69</b> +/- 0,07	<b>0,7</b> +/- 0,08	<b>0,74</b> +/- 0,1	<b>0,78</b> +/- 0,1	<b>0,77</b> +/- 0,1	<b>0,79</b> +/- 0,11	<b>0,72</b> +/- 0,1	<b>0,67</b> +/- 0,05
Herstellerangaben <i>Cochlear®</i>	<b>0,77</b>	<b>0,75</b>	<b>0,72</b>	<b>0,69</b>	<b>0,66</b>	<b>0,64</b>	<b>0,61</b>	<b>0,58</b>	<b>0,55</b>	<b>0,53</b>	<b>0,5</b>
	Mittelwert des Elektrodendurchmessers										
Nummer der Elektrode	1-11			12-22			1-22				
DVT - Daten	<b>0,77</b> +/- 0,07			<b>0,73</b> +/- 0,04			<b>0,75</b> +/- 0,06				
Herstellerangaben <i>Cochlear®</i>	<b>0,8</b>			<b>0,64</b> +/- 0,09			<b>0,72</b> +/- 0,1				

**Tabelle 10: Durchmesser der Elektroden 1-22:** DVT-Daten der Messungen dieser Arbeit im Vergleich zu den Herstellerdaten der Firma *Cochlear®*.  
Quelle der Herstellerangaben: Daten der Firma *Cochlear®*

Dieses Nicht-Vorhandensein eines erkennbaren kontinuierlichen Abfalls des Elektrodendurchmessers der Ergebnisse kann an der individuellen Form der Cochlea liegen. Durch irreguläre Ausbuchtungen der Cochleawindungen variiert ihr eigener

Durchmesser. Hierdurch ist der Abstand zu den darin liegenden Elektroden unterschiedlich und somit auch die Absorption des Artefaktes der Elektroden durch die knöcherne Begrenzung. Somit erscheint das Artefakt um die Elektrode teilweise stärker oder schwächer, je nach Relation der Elektrode zur knöchernen Begrenzung der Cochlea. Hierzu muss außerdem beachtet werden, dass sich die ersten 14 Elektroden am häufigsten innerhalb der ersten 195° der Cochlea befinden. Die folgenden Elektroden 15 - 22 liegen in den hinteren 196° bis 360° der basalen Cochleawindung. Mit dem Fortschreiten der Cochleawindung verkleinert sich ihr Durchmesser. Dies führt gleichzeitig zu einer erschwerten Messbarkeit der Elektrodengröße durch die problematischere Artefaktbildung und Abgrenzbarkeit der Elektroden von der Cochleawand. Diese Gründe können dazu geführt haben, dass die Messergebnisse der Elektroden Nr. 15 - 21 in ihrem Größenverlauf nicht den Herstellerangaben entsprechen.

Als Gütekriterium kann festgehalten werden, dass die DVT im Gesamten Messergebnisse liefert, die sehr nahe an den Werten der Hersteller liegen. Die Abweichung der in dieser Arbeit gemessenen Breite der Implantatelektroden im Vergleich zu den Herstellerangaben variiert ja nach Insertionstiefe der Elektroden in die Cochlea. Bei den basal gelegenen Elektroden 1-11 beträgt die Abweichung zu den realen Werten 3,8 %, bei den Elektroden 12-15 1,3 % und bei den tiefer inserierten Elektroden 16-22 beträgt die Abweichung 28 %. Mit Hilfe der DVT kann in Bezug auf die Elektrodengröße vor allem in der ersten Hälfte der basalen Cochleawindung eine Aussage über deren Verhalten zur Größenabnahme getroffen werden. Das bedeutet, dass die DVT hier eine Darstellung der Cochleaelektroden mit einem sehr niedrig ausgeprägten Artefakt liefert. Die Größenmaxima und -minima sind ebenfalls mittels der DVT - Messungen zu ermitteln. Problematisch verhält es sich mit den Messungen ab der zweiten Hälfte der Cochleawindung, wo die Messwerte in größerer Entfernung zu den Herstellerangaben liegen. Mögliche Gründe hierfür wurden zuvor erläutert und müssen in spezifischen Projekten weiter analysiert werden.

### **5.2.3 Diskussion der Lokalisation des N. facialis zum CI**

Bei der Versorgung von Patienten mit Cochleaimplantat spielt der die Gesichtsmuskulatur innervierende Nervus facialis, mit seinem Verlauf durch das

Felsenbein in anatomischer Nähe zum Innenohr, eine bedeutende Rolle. Um den Ursachen einer unfreiwilligen Stimulation sowie Verletzung des N. fazialis im Zuge der CI-Versorgung auf den Grund zu gehen, steht die Suche nach einer geeigneten Bildgebung aktuell im Fokus der Forschung.

#### **5.2.3.1 Darstellung des N. Fazialis und der Chorda tympani in der DVT**

Wie bereits unter 5.1 in der Diskussion der Methodik diskutiert, ist laut aktueller Studienlage die DVT der CT und MRT in ihrer Darstellung von Weichteilgewebe unterlegen [18; 19; 62; 101]. Vor allem die MRT wird präoperativ genutzt, um Fehlbildungen und Nervenschäden zu detektieren [56]. Mit Hinblick auf eine CI-Implantation ist es von Relevanz, dass die Nerven VIII (N. vestibulocochlearis) und VII (N. fazialis) radiologisch visualisierbar sind. In einer Studie von Aschendorff und Arbeitsgruppe aus 2011 heißt es, dass die MRT nicht ausreiche, um den exakten Verlauf des N. fazialis darzustellen. Das chirurgische Risiko einer Verletzung sowie eventuelle Fehlverläufe seien demzufolge nicht genügend beurteilbar [5]. Eine aus dem Jahr 2014 stammende Arbeit von Vaid et al. liefert hingegen eine exakte Beschreibung des N. fazialis und seines Verlaufs im Felsenbein mittels MRT [93].

In der vorliegenden Arbeit konnte mittels DVT und deren drei-dimensionaler Darstellung (axiale, sagittale und coronare Bildebene) ebenfalls der knöcherne Verlauf des N. fazialis nachvollzogen sowie analysiert werden. Gut beurteilbar war hierbei sein Verlauf durch das Felsenbein im knöchernen Canalis Fazialis, vorbei an der Cochlea, den Bogengängen und dem Mittelohr sowie sein Austritt aus dem Felsenbein durch das Foramen stylomastoideum. Besonderes Augenmerk lag hierbei auf der Darstellung des Abganges der Chorda tympani. In unseren Untersuchungen konnte die Chorda tympani bei 82% (64/78) der Patienten mittels DVT dargestellt und ihr Winkel, abgehend vom N. fazialis, vermessen werden. Im Vergleich der Darstellbarkeit des knöchernen Verlaufes der Chorda tympani mit den Op-Berichten, über ihr Vorhandensein bzw. ihre Schonung intraoperativ, zeigt sich, dass sie nicht in allen Fällen mittels DVT darstellbar war, obwohl sie intraoperativ gesehen und erhalten wurde. Gründe hierfür können Probleme der Abgrenzungen der Strukturen der Chorda tympani zu anderen Nervenstrukturen gewesen sein. Im Falle, dass eine Struktur nicht eindeutig als eine sich aus dem Nervus Fazialis entwickelnde und ihn als eigenständiger Nerv verlassende



Struktur identifiziert wurde, wurde diese nicht als Chorda tympani klassifiziert. Trotz der drei-dimensionalen Darstellung mittels DVT war es nur bei 82% der Patienten möglich, die Chorda tympani eindeutig zu identifizieren. Diese Untersuchung könnte in Zukunft von mehreren in dem Gebiet der Bildgebung und Anatomie des Felsenbeins geschulten und erfahrenen Untersuchern wiederholt werden, um einen Vergleich zu den Ergebnissen dieser Arbeit zu erhalten. Hierdurch würde die Fehlerquelle der subjektiven Beurteilung und Zuordnung der den N. fazialis umgebenden, nervalen Strukturen reduziert werden. Das Selbe gilt für die Bestimmung des Winkels zwischen Chorda tympani und N. fazialis, in welchem die Nervenfasern des Geschmacksnerven den N. fazialis verlassen. Die Ergebnisse dieser Dissertation zeigen, dass der genannte Winkel durchschnittlich sehr steil, in Form eines spitzen Winkels, verläuft ( $22,6^\circ$ ). In seiner Ausprägung herrscht jedoch eine große Variabilität, was an Hand der relativ großen Standardabweichung von  $\pm 10^\circ$  erkennbar wird. Interessant und für die Güte der Untersuchung sprechend ist, dass sowohl die durchschnittlichen Werte des Chorda-Fazialis-Winkels als auch dessen Standardabweichung, im Vergleich der 2 CI-Modell-Gruppen, übereinstimmen. Der Abgang der Chorda tympani vom N. fazialis ist laut den vorliegenden Untersuchungen individuell und unabhängig von Geschlecht und Ohrseite.

Die Ergebnisse bezüglich des Durchmessers des N. fazialis zeigen nah am Mittelwert (1,8 mm) liegende Werte mit einer geringen Standardabweichung. Es besteht auch hier kein signifikanter Unterschied zwischen den Messungen des N. fazialis im Vergleich der beiden CI-Modellgruppen. Zu beachten ist, dass der Durchmesser des N. Fazialis immer nur an einer Stelle innerhalb des Fazialiskanals im Felsenbein vermessen wurde. Es werden folglich nur Aussagen über seine Breite an diesem Bezugspunkt zur Cochlea (siehe 3.3.2.3) getroffen und nicht über seinen gesamten Verlauf im Felsenbein. In einer Studie von Komori et al. finden sich vergleichende Messungen. Hier beträgt der Durchmesser des N. fazialis an der Stelle der "pyramidal eminence", welche in etwa der unter 3.3.2.3 beschriebenen Lokalisation entspricht, 1,62 mm [60]. Es ist schwierig eine exakt vergleichbare Studie zu finden, was an der Variabilität der Breite des Fazialiskanals liegt und an den unterschiedlich definierten Messpunkten. Der N. fazialis ist in seiner gesamten Länge im Fazialiskanal unterschiedlich in seiner Breite und daher sehr variabel. Die engsten Punkte seines Durchmessers seien laut Komori et al. auf dem Level in Nachbarschaft zum meatalen Foramen sowie zum Stapes [60]. Interessant ist

zu bemerken, dass bei der Messung der Breite des Fazialiskanals ein signifikanter Unterschied zwischen den Patienten mit CI der unterschiedlichen Firmen vorliegt. Dies lässt sich damit erklären, dass die Breite des Kanals an Stelle einer sichtbaren CI-Elektrode, innerhalb der benachbarten Cochlea, vermessen wurde. Da die Implantate der Firmen *MedEl*® und *Cochlear*® mit ihren Elektroden unterschiedlich in der Cochlea inserieren, wurde wahrscheinlich an unterschiedlichen Abschnitten des N. fazialis sein Durchmesser gemessen. Abhängig davon, mit welchem Abschnitt der Nerv dem Ort der Cochlea mit der sichtbar inserierten Elektrode anlag, konnte dies ein breiterer oder schmalerer Anteil des Nervs gewesen sein.

Die weiteren Untersuchungen bezüglich einer Korrelation der vermessenen Parameter den Fazialis betreffend untereinander, ergaben keine Hinweise auf eine bedeutende Korrelation. Ausnahme hierbei ist das Ergebnis der Korrelation des "Abstandes des Mittelpunktes der Elektrode zum Facialis" zur "Dicke des Knochens in Richtung des Facialis", welches eine mittlere Korrelation aufweist. Dies ist verständlich, da diese beiden Parameter anatomisch miteinander zusammenhängen und die Elektrode in der Cochlea durch den vermessenen Knochen vom Fazialis getrennt wird. Bezüglich des Alters der Patienten zu den vermessenen Parametern bestand ebenfalls keine relevante Korrelation, was für die individuelle Ausprägung des Nerven spricht.

Diese Arbeit sowie vergleichende Studien von Bremke und Dalchow et al. zeigen, dass mit Hilfe der DVT der N. fazialis mit seinen anatomischen Beziehungen sowie die Chorda tympani darstellbar sind [18; 26; 27]. Die Studie von Erovic et al. aus dem aktuellen Jahr 2014 fasst zusammen, dass von den operierenden Chirurgen die DVT gegenüber der CT, im Darstellen der Chorda tympani, für besser befundet würde. Im Gegensatz hierzu präferierten beurteilende Radiologen die CT in der Darstellung des Geschmacksnerven, da die DVT limitierend in der Visualisierung der Crura der Chorda tympani sei [37]. Eine zukunftssträchtige Idee kommt von Aschendorff, sie spielt mit dem Gedanken, in Zukunft evtl. DVT- mit kernspintomographischen Bildern zu fusionieren, um die Vorteile beider Methoden zu vereinen und die Weichgewebsinformation zu verbessern [5].

### **5.2.3.2 Bezug des N. fazialis zur Cochlea bzw. Elektroden des CI's**

Basis der Messungen der vorliegenden Arbeit ist die Fragestellung, inwiefern ein implantiertes Cochleaimplantat durch seine aktivierten Elektroden den N. fazialis beeinflussen kann. Weiterhin soll auf dem Hintergrund seiner Verletzungstendenz die anatomischen Nähe des N. fazialis zum Operationsgebiete betrachtet werden. Der Abstand des Mittelpunktes der Elektrode des CI's zum N. fazialis beträgt in unseren Messungen im Mittel 1,8 mm, ohne einen Unterschied in den beiden Implantatgruppen. Die korrespondierende Dicke des Knochens zwischen Fazialis und Elektrode bzw. Cochlea beträgt durchschnittlich laut unseren Messungen 0,8 mm. Bei beiden Parametern ist die Standardabweichung um die 40%, was die Variabilität der Parametergrößen verdeutlicht. Eine Studie von Kruschinski und Kollegen untersuchte die Distanz des N. fazialis zur Scala tympani. Das Ergebnis von 0,33 mm als Wert der geringste Distanz ist grob vergleichbar mit dem Ergebnis dieser Arbeit, über die Knochendicke zwischen Cochlea und Fazialiskanal von 0,8mm +/- 0,4 mm [61]. Die beschriebenen Parameter zeigen die anatomische Nähe des N. fazialis zur Cochlea und den innenliegenden Elektroden, was die Relevanz einer exakten Bildgebung aller Strukturen verdeutlicht. Die Beeinflussung des Nerven durch die Elektroden wurde unter 5.2.2.3 beschrieben.

## 6. Zusammenfassung

Mit der Entwicklung des Cochlea-Implantates (CI) vor über 50 Jahren wurde ein Meilenstein der Medizin geschaffen. Um diese Entwicklung mitzutragen und voranzubringen, beschäftigt sich die vorliegende Dissertation mit der radiologischen Analyse der exakten Lage verschiedener Cochlea-Implantate innerhalb der Hörschnecke. Im Hinblick auf eine postoperative Lagekontrolle nach CI-Implantation sowie im Zuge der Weiterentwicklung der CI-Elektrodenträger und Operationstechniken ist dies von klinischer sowie wissenschaftlicher Bedeutung.

In den Leitlinien der "Deutschen Gesellschaft für HNO" wird eine postoperative Lagekontrolle nach CI-Implantation standardmäßig empfohlen. Diese dient zur Kontrolle der Elektrodenlage sowie dem Auffinden möglicher Fehlinsertionen. Alternativ zu den bereits bekannten Methoden, wie der CT und dem Röntgen, steht aktuell die digitale Volumentomographie (DVT) als bildgebende Methode im Fokus der Wissenschaft. Besonders für Objekte mit hohen Kontrastunterschieden, wie den knöchernen Strukturen von Felsenbein und Cochlea, stellt die DVT eine detailgetreue Bildgebung dar. Mit diesem Hintergrund untersucht die vorliegende Dissertation die DVT auf ihre Qualität in der Darstellung der inserierten Cochlea-Implantat-Elektroden.

Die Bildgebung mittels DVT wurde an zwei verschiedenen Cochleaimplantatmodellen untersucht. Insgesamt wurden von 65 Patienten der Fachabteilung für HNO des Universitätsklinikums Marburg postoperative DVT-Aufnahmen nach CI-Implantation untersucht. Hierunter waren 35 Patienten Träger eines Cochlea-Implantates der Firma *Cochlear*® und 30 Patienten Träger eines Implantates der Firma *MedEl*®. Methodisch wurden für jeden Patienten die Insertionstiefe sowie der Insertionswinkel des Cochlea-Implantates vermessen. Die exakte Lagebeziehung jeder einzelnen Elektrode wurde durch die detaillierte Vermessung ihres Abstandes zur medialen (modiolus-nah) und zur lateralen Cochleawand (modiolus-fern) bestimmt.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass mittels der DVT eine genaue Aussage getroffen werden kann, welche Elektrode wo exakt in der Cochlea liegt. Dies wird im Vergleich der Bilddaten der verschiedenen Implantatmodelle deutlich. Die DVT zeigt, dass sich die Elektroden der Firma *MedEl*® der lateralen Cochleawand anschmiegen

und somit modiolus-fern liegen. Die Elektroden der Firma *Cochlear*® liegen dicht der medialen Cochleawand an, sie liegen somit perimodiolär (modiolus-nah). Weiterhin zeigte sich, dass die Elektroden der Firma *Cochlear*® vor allem in der basalen Cochleawindung zum Liegen kommen. Bei *MedEl*® inserieren die Elektrodenträger bei allen Patienten über die basale Cochleawindung hinaus Richtung Cochlea-Apex. Diese individuellen intracochleären Lagebeziehungen der Elektrodenträger sind dank der DVT-Aufnahmen mit bloßem Auge sichtbar. Die erzielten Ergebnisse spiegeln die von den Herstellern genannten Implantatcharakteristika korrekt wider und zeigen damit das Potenzial der DVT in der Visualisierung von Cochleaimplantaten.

Als Gütekriterium der DVT-Analyse wurde der Durchmesser der Cochlea vermessen, welcher in Übereinstimmung mit anatomischen Studien kontinuierlich von basal Richtung apikal abnimmt. Dies bestätigt die Qualität und Präzision des Messvorganges. Ebenfalls als Gütekriterium fungieren die Messungen des Durchmessers der Implantatelektroden im Vergleich zu den Herstellerangaben. Die Messungenauigkeit variiert hier in Abhängigkeit von der Insertionstiefe der Elektroden zwischen 1,3 % bei den basal gelegenen Elektroden, bis hin zu 28 % bei den apikaler gelegenen Elektroden.

Aufgrund seiner anatomischen Nähe zum Innenohr, wurde in dieser Arbeit ebenfalls die Darstellbarkeit des N. facialis in der DVT untersucht. Bei allen Patienten konnte der knöcherne Verlauf des N. facialis im Felsenbein vollständig nachverfolgt und seine Entfernung zur Cochlea, bzw. zu den Implantatelektroden, vermessen werden. Zusätzlich gelang es durch die DVT den Abgang der Chorda tympani in 82% der Fälle darzustellen. Unter Berücksichtigung der iatrogenen Verletzungstendenz der Nerven sowie ihrer ungewollten Stimulation durch ein CI wird die Relevanz ihrer Darstellung deutlich.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass mit Hilfe der DVT eine präzise Vermessung der Cochlea, ihrer umgebenden Strukturen und besonders der intracochleären Lage von CI-Elektroden möglich ist. Die DVT bietet daher eine optimale Möglichkeit der postoperativen Bildgebung. Hierauf aufbauend kann in Zukunft die radiologische Bildgebung in Korrelation zum subjektiv empfundenen Höreindruck des Patienten genutzt werden, um das Hörerleben durch verbesserte Elektroden und Operationstechniken zu optimieren.

## 7. Abstract

The development of the cochlear implant (CI) over 50 years ago was considered a milestone in medicine. In order to advance this development the present thesis deals with the radiological analysis of the exact position of different cochlear implants within the cochlea. With regard to the post-operative position monitoring after CI implantation and the further development of the CI electrode array and the operation technique, this topic holds clinical and scientific importance.

In the guidelines of the German Society of ENT, post-operative position monitoring after CI implantation is recommended as a standard. This is used to control the final position of the electrodes and to discover possible false insertions. As an alternative to the known methods, such as CT and X-ray, the scientific focus is currently on the digital volume tomography (DVT), also called cone beam computed tomography (CBCT) as an imaging modality. Especially for objects with high contrast differences, such as the bony structures of the temporal bone and the cochlea, the CBCT is an established imaging method. In this context, the thesis examines the CBCT's ability to display the inserted cochlear implant electrodes.

Two differently manufactured CI models have been investigated with CBCT imaging. Overall, the CBCT images of 65 patients from the ENT-department of the University Hospital Marburg were examined after CI implantation. Among these, 35 patients were implanted with the CI - model by the company *Cochlear*® and 30 patients with the CI - model by the company *MedEl*®. Methodically, the insertion depth and the insertion angle of the CI were measured for each patient. The exact relationship of each electrode within the cochlea was determined by the measurement of their distance to the medial (close to the modiolus) and the lateral wall of the cochlea (distant the modiolus).

The results significantly confirm that the CBCT can make an accurate statement about the detailed electrode position within the cochlea. This is evident in the comparison of the image data of the two different implant models. The CBCT depicts that the *MedEl*® electrodes locate closer to the lateral cochlea wall, far away from the modiolus. The *Cochlear*® electrodes position closer to the medial wall of the cochlea and are thus

close to the modiolus (perimodiolar). Furthermore, it was shown that the electrodes of the *Cochlear*® model mainly come to lie in the basal turn of the cochlea. The *MedEl*® electrodes insert within the whole cochlea, reaching from the basal to the apical turn. Using CBCT-imaging, dissimilar positions of CI electrodes are distinctly detectable. All results correctly reflect the characteristics previously published by the CI-manufacturers by showing the potential of the CBCT in visualizing the CI.

As one quality criterion for the precision of the CBCT's analysis, the cochlea diameters were measured. In accordance with anatomical studies of the cochlea, the presented results show that the measured cochlear diameters continuously decrease from the basal to the apical turn of the cochlea. This confirms the quality of the measurement method. Furthermore, the diameter of the implant electrodes served as a quality criterion, which mainly corresponded to the manufacturer's information. The error of measurement varies depending on the insertion depth of the electrodes between 1.3 %, regarding the basal electrodes, to 28 % concerning the apical electrodes.

Due to its anatomical proximity to the inner ear, the CBCT-imaging of the facial nerve was investigated in this work as well. In all patients, it was possible to track the bony course of the facial nerve within the temporal bone. Moreover, the distance from the facial nerve to the cochlea, or to the CI-electrodes were measured. Furthermore, in 82 % of the cases the CBCT displayed the branching of the chorda tympani from the N. facialis. Considering the complication of iatrogenic injury to nerves as well as the accidental, unwanted stimulation of the facial nerve by a cochlear implant, the relevance of this topic becomes clear.

In summary, it can be stated that with the help of CBCT, a precise measurement of the cochlea, its surrounding structures and particularly the intracochlear position of CI electrodes is possible. The CBCT therefore offers a good possibility of post-operative imaging. Based on this, the CBCT based CI imaging may offer a correlating depiction of the patient's auditory impression as far as the CI's anatomical position is concerned. In the future, CBCT imaging in correlation to subjective auditory impressions could be used to optimize the results in the patient's listening experience by developing revised electrode-models as well as operation techniques.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Adunka O, Gstöttner W, Hambek M, Unkelbach MH., Radeloff A, Kiefer J: Preservation of basal inner ear structures in cochlear implantation. *ORL J. Otorhinolaryngol. Relat. Spec.* 2004, Band 66: 306–312.
2. Adunka OF., Pillsbury HC., Kiefer J: Combining perimodiolar electrode placement and atraumatic insertion properties in cochlear implantation -- fact or fantasy? *Acta Otolaryngol.* 2006, Band 126: 475–482.
3. Ahn JHo, Oh SHee, Chung JWoo, Lee K: Facial nerve stimulation after cochlear implantation according to types of Nucleus 24-channel electrode arrays. *Acta Otolaryngol.* 2009, Band 129: 588–591.
4. Arndt S, Beck R, Schild C, Grauvogel TD., Laszig R, Aschendorff A: Management of cochlear implantation in patients with malformations. *Clin Otolaryngol* 2010, Band 35: 220–227.
5. Aschendorff A: Imaging bei Cochlear-Implant-Patienten. *Laryngorhinootologie* 2011, 90 Suppl 1: S16-21.
6. Aschendorff A, Kromeier J, Klenzner T, Laszig R: Quality control after insertion of the nucleus contour and contour advance electrode in adults. *Ear Hear* 2007, Band 28: 75S-79S.
7. Aschendorff A, Kubalek R, Hochmuth A, Bink A, Kurtz C, Lohnstein P, *et al.*: Imaging procedures in cochlear implant patients--evaluation of different radiological techniques. *Acta Otolaryngol Suppl* 2004: 46–49.
8. Aschendorff A, Kubalek R, Turowski B, Zanella F, Hochmuth A, Schumacher M, *et al.*: Quality control after cochlear implant surgery by means of rotational tomography. *Otol. Neurotol.* 2005, Band 26: 34–37.
9. Aschendorff A, Maier W, Jaekel K, Wesarg T, Arndt S, Laszig R, *et al.*: Radiologically assisted navigation in cochlear implantation for X-linked deafness malformation. *Cochlear Implants Int* 2009, 10 Suppl 1: 14–18.
10. Avci E, Nauwelaers T, Lenarz T, Hamacher V, Kral A: Variations in microanatomy of the human cochlea. *J. Comp. Neurol.* 2014, Band 522: 3245–3261.
11. Battmer R, Pesch J, Stöver T, Lesinski-Schiedat A, Lenarz M, Lenarz T: Elimination of facial nerve stimulation by reimplantation in cochlear implant subjects. *Otol. Neurotol.* 2006, Band 27: 918–922.
12. Baumgartner W, Jappel A, Morera C, Gstöttner W, Müller J, Kiefer J, *et al.*: Outcomes in adults implanted with the FLEX soft electrode. *Acta Otolaryngol* 2007, Band 127: 579–586.
13. Berrettini S, Vito DA., Bruschini L, Passetti S, Forli F: Facial nerve stimulation after cochlear implantation: our experience. *Acta Otorhinolaryngol Ital* 2011, Band 31: 11–16.
14. Biedron S, Prescher A, Ilgner J, Westhofen M: The internal dimensions of the cochlear scalae with special reference to cochlear electrode insertion trauma. *Otol. Neurotol.* 2010, Band 31: 731–737.



15. Bigelow DC., Kay DJ., Rafter KO., Montes M, Knox GW., Yousem DM.: Facial nerve stimulation from cochlear implants. *Am J Otol* 1998, Band 19: 163–169.
16. Bitterwolf L, Lünzner K, Heinrichs J, Diogo I, Wiegand S, Teymoortash A, Güldner C: Dosisreduktion unter Betrachtung der erforderlichen Bildqualität--Wie viel Dosis braucht ein Bild? *Laryngorhinootologie* 2013, Band 92: 332–337.
17. Boenninghaus H, Lenarz T: Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. [jetzt neu mit Fallquiz]. Springer-Lehrbuch. Springer-Medizin-Verl., Heidelberg 2007
18. Bremke M, Leppek R, Werner JA.: Die digitale Volumentomographie in der HNO-Heilkunde. *HNO* 2010, Band 58: 823–832.
19. Bremke M, Lüers J, Stenner M, Bovenschulte H, Dorn F, Unkel C, *et al.*: Radiologic examinations in human temporal bone specimens using digital volume tomography and high-resolution computed tomography after implantation of middle ear prosthesis and cochlear implant electrode array. *Otol. Neurotol.* 2013, Band 34: 1321–1328.
20. Clark GM., Pyman BC., Bailey QR.: The surgery for multiple-electrode cochlear implantations. *J Laryngol Otol* 1979, Band 93: 215–223.
21. Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG: Cochlea-Implantate. <http://www.cochlear.com/wps/wcm/connect/de/home/understand/hearing-and-hl/hl-treatments/cochlear-implant/cochlear-implants>. [Stand: 19.11.2013].
22. Coordes A, Ernst A, Brademann G, Todt I: Round window membrane insertion with perimodiolar cochlear implant electrodes. *Otol. Neurotol.* 2013, Band 34: 1027–1032.
23. Cosetti MK., Friedmann DR., Zhu BZ., Heman-Ackah SE., Fang Y, Keller RG., *et al.*: The effects of residual hearing in traditional cochlear implant candidates after implantation with a conventional electrode. *Otol. Neurotol.* 2013, Band 34: 516–521.
24. Cushing SL., Daly MJ., Treaba CG., Chan H, Irish JC., Blaser S, *et al.*: High-resolution cone-beam computed tomography: a potential tool to improve atraumatic electrode design and position. *Acta Otolaryngol.* 2012, Band 132: 361–368.
25. Czerny C, Gstöttner W, Adunka O, Hamzavi J, Baumgartner WD.: Postoperative Darstellung und Erfassung der Lage und Insertionstiefe von multikanalikulären Cochlear-Implantaten durch die hochauflösende Computertomographie und durch das Nativröntgen. *Wien. Klin. Wochenschr.* 2000, Band 112: 509–511.
26. Dalchow CV., Weber AL., Bien S, Yanagihara N, Werner JA.: Value of digital volume tomography in patients with conductive hearing loss. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2006, Band 263: 92–99.
27. Dalchow CV., Weber AL., Yanagihara N, Bien S, Werner JA.: Digital volume tomography: radiologic examinations of the temporal bone. *AJR Am J Roentgenol* 2006, Band 186: 416–423.
28. Deutsche Cochlear Implant Gesellschaft e.V.: PDF-Broschüre: Fragen und Antworten zum Cochlea-Implantat. Gefördert durch das Bundesministerium für Gesundheit, 09-2012
29. Deutscher Gehörlosen-Bund e.V.: FAQ Gehörlosigkeit: Wie viele Gehörlose gibt es in Deutschland. [http://www.gehoerlosen-bund.de/index.php?option=com\\_content&view=category&layout=blog&id=38&Itemid=101&lang=de](http://www.gehoerlosen-bund.de/index.php?option=com_content&view=category&layout=blog&id=38&Itemid=101&lang=de). [Stand: 09.10.2014].

30. Deutsches HörZentrum Hannover, Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde der Medizinischen Hochschule Hannover: Hörzentrum Hannover: Fernanpassung von Cochlea-Implantaten. <http://www.hoerzentrum-hannover.de/index.php?id=11>. [Stand: 09.10.2014].
31. Dimopoulos P, Muren C: Anatomic variations of the cochlea and relations to other temporal bone structures. *Acta Radiol* 1990, Band 31: 439–444.
32. Diogo I, Franke N, Steinbach-Hundt S, Mandapathil M, Weiss R, Werner JA., Güldner C: Differences of radiological artefacts in cochlear implantation in temporal bone and complete head. *Cochlear Implants Int* 2014, Band 15: 112–117.
33. Djournio A, Eyries C, Vallancien B: De l'excitation électrique du nerfcochléaire chez l'homme, par induction à distance, a l'aide d'un micro bobinage inclus à demeure. *C. R. Seances Soc. Biol. Fil.* 1957, Band 151: 423–425.
34. Donnelly MJ., Cohen LT., Clark GM.: Is deep insertion of the cochlea implant electrode array necessary and possible? *Aust. J. Otolaryng.* 1995: 79–81.
35. Erixon E, Högstorp H, Wadin K, Rask-Andersen H: Variational anatomy of the human cochlea: implications for cochlear implantation. *Otol. Neurotol.* 2009, Band 30: 14–22.
36. Erixon E, Rask-Andersen H: How to predict cochlear length before cochlear implantation surgery. *Acta Otolaryngol.* 2013, Band 133: 1258–1265.
37. Erovic BM., Chan, Harley H L, Daly MJ., Pothier DD., Yu E, Coulson C, *et al.*: Intraoperative cone-beam computed tomography and multi-slice computed tomography in temporal bone imaging for surgical treatment. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2014, Band 150: 107–114.
38. Escudé B, James C, Deguine O, Cochard N, Eter E, Fraysse B: The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes. *Audiol. Neurotol.* 2006, 11 Suppl 1: 27–33.
39. Faccioli N, Barillari M, Guariglia S, Zivelonghi E, Rizzotti A, Cerini R, Mucelli RPozzi: Radiation dose saving through the use of cone-beam CT in hearing-impaired patients. *Radiol Med* 2009, Band 114: 1308–1318.
40. Finley CC., Holden TA., Holden LK., Whiting BR., Chole RA., Neely GJ., *et al.*: Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes. *Otol. Neurotol.* 2008, Band 29: 920–928.
41. Gani M, Valentini G, Sigrist A, Kós M, Boëx C: Implications of deep electrode insertion on cochlear implant fitting. *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* 2007, Band 8: 69–83.
42. GIWO: Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde für Cochlea-Implantat Versorgung. 017/071 - Langfassung „Cochlea-Implantat Versorgung und zentral-auditorische Implantate. AWMF-Register-Nr.: 017-071 Stand: 02.05.2012
43. Gstoettner W, Plenck H, Franz P, Hamzavi J, Baumgartner W, Czerny C, Ehrenberger K: Cochlear implant deep electrode insertion: extent of insertional trauma. *Acta Otolaryngol.* 1997, Band 117: 274–277.
44. Gstoettner WK., Adunka O, Franz P, Hamzavi J, Plenck H, Susani M, *et al.*: Perimodiolar electrodes in cochlear implant surgery. *Acta Otolaryngol.* 2001, Band 121: 216–219.

45. Güldner C, Ningo A, Voigt J, Diogo I, Heinrichs J, Weber R, *et al.*: Potential of dosage reduction in cone-beam-computed tomography (CBCT) for radiological diagnostics of the paranasal sinuses. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2013, Band 270: 1307–1315.
46. Güldner C, Weiss R, Eivazi B, Bien S, Werner JA., Diogo I: Intracochleäre Elektrodenlage. Beurteilung mittels "cone beam computed tomography" nach tiefer Insertion. *HNO* 2012, Band 60: 817–822.
47. Güldner C, Wiegand S, Weiß R, Bien S, Sesterhenn A, Teymoortash A, Diogo I: Artifacts of the electrode in cochlea implantation and limits in analysis of deep insertion in cone beam tomography (CBT). *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2012, Band 269: 767–772.
48. Hardy M: The length of the organ of Corti in man. *Am. J. Anat.* 1938, Band 62: 291–311.
49. Hassepass F, Stabenau V, Arndt S, Beck R, Bulla S, Grauvogel T, Aschendorff A: Magnetdislokation - eine zunehmende und folgenreiche Komplikation nach MRT bei Patienten mit Cochlea Implantat. *Rofo* 2014, Band 186: 680–685.
50. Helbig S, Baumann U, Hey C, Helbig M: Hearing preservation after complete cochlear coverage in cochlear implantation with the free-fitting FLEXSOFT electrode carrier. *Otol. Neurotol.* 2011, Band 32: 973–979.
51. Helbig S, Rajan GP., Stöver T, Lockley M, Kuthubutheen J, Green KM.: Hearing preservation after cochlear reimplantation. *Otol. Neurotol.* 2013, Band 34: 61–65.
52. Hochmair I, Arnold W, Nopp P, Jolly C, Müller J, Roland P: Deep electrode insertion in cochlear implants: apical morphology, electrodes and speech perception results. *Acta Otolaryngol.* 2003, Band 123: 612–617.
- 52.a Hoffman RA., Downey LL., Waltzman SB., Cohen NL.: Cochlear implantation in children with cochlear malformations. *Am J Otol* 1997, Band 18: 184–187.
53. House LR.: Cochlear implant: the beginning. *Laryngoscope* 1987, Band 97: 996–997.
54. House WF.: Goals of the cochlear implant. *Laryngoscope* 1974, Band 84: 1883–1887.
55. Husstedt HW., Aschendorff A, Richter B, Laszig R, Schumacher M: Nondestructive three-dimensional analysis of electrode to modiolus proximity. *Otol Neurotol* 2002, Band 23: 49–52.
56. Jiang ZYang, Odiase E, Isaacson B, Roland PS., Kutz JWalter: Utility of MRIs in Adult Cochlear Implant Evaluations. *Otol. Neurotol.* 2014
57. Kelsall DC., Shallop JK., Brammeier TG., Prenger EC.: Facial nerve stimulation after Nucleus 22-channel cochlear implantation. *Am J Otol* 1997, Band 18: 336–341.
58. Kennedy DW.: Multichannel intracochlear electrodes: mechanism of insertion trauma. *Laryngoscope* 1987, Band 97: 42–49.
59. Klenzner T, Richter B, Nagursky H, Schipper J, Laszig R, Aschendorff A: Evaluation des Insertionstraumas des Nucleus Contour Advance-Elektrodensträgers im humanen Felsenbeinmodell. *Laryngorhinootologie* 2004, Band 83: 840–844.

60. Komori M, Yamada K, Hinohira Y, Aritomo H, Yanagihara N: Width of the normal facial canal measured by high-resolution cone-beam computed tomography. *Acta Otolaryngol.* 2013, Band 133: 1227–1232.
61. Kruschinski C, Weber BP, Paul, Pabst R: Clinical relevance of the distance between the cochlea and the facial nerve in cochlear implantation. *Otol. Neurotol.* 2003, Band 24: 823–827.
62. Kurzweg T, Dalchow CV., Bremke M, Majdani O, Kureck I, Knecht R, *et al.*: The value of digital volume tomography in assessing the position of cochlear implant arrays in temporal bone specimens. *Ear Hear* 2010, Band 31: 413–419.
63. Kyriakou Y, Kolditz D, Langner O, Krause J, Kalender W: Digitale Volumentomografie (DVT) und Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT): eine objektive Untersuchung von Dosis und Bildqualität. *Rofo* 2011, Band 183: 144–153.
64. Lane JL, Witte RJ., Driscoll, Colin L W, Shalloo JK., Beatty CW., Primak AN.: Scalar localization of the electrode array after cochlear implantation: clinical experience using 64-slice multidetector computed tomography. *Otol. Neurotol.* 2007, Band 28: 658–662.
65. Lawson JT., Cranley K, Toner JG.: Digital imaging: a valuable technique for the postoperative assessment of cochlear implantation. *Eur Radiol* 1998, Band 8: 951–954.
66. Lee J, Nadol JB., Eddington DK.: Depth of electrode insertion and postoperative performance in humans with cochlear implants: a histopathologic study. *Audiol. Neurotol.* 2010, Band 15: 323–331.
67. Lips B, Bremke M, Weiss R, Hoch S, Teymoortash and Güldner C: Influence of the Operating Technique of Cochlea Implantation in the Intracochlear Electrode Position Controlled by Cone-Beam CT. *Open Access Scientific Reports* 2012, Volume 1 • Issue 12 • 2012
68. Marsh MA., Xu J, Blamey PJ., Whitford LA., Xu SA., Silverman JM., Clark GM.: Radiologic evaluation of multichannel intracochlear implant insertion depth. *Am J Otol* 1993, Band 14: 386–391.
69. Matterson A, Georgina, O'Leary S, Pinder D, Freidman L, Dowell R, Briggs R: Otosclerosis: selection of ear for cochlear implantation. *Otol. Neurotol.* 2007, Band 28: 438–446.
70. Meyer-Bäse: Meyer-Bäse 1998 - Neue Codierungsstrategien für Cochlea-Implantate. Technische Universität Darmstadt 25.05.1998
71. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT., Andreis IA.: A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998, Band 8: 1558–1564.
72. Nadol JB., Shiao JY., Burgess BJ., Ketten DR., Eddington DK., Gantz BJ., *et al.*: Histopathology of cochlear implants in humans. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 2001, Band 110: 883–891.
73. Neumann M, Aschendorff A, Schipper J, Laszig R, Klenzner T: Einfluss der Insertionstiefe auf den Erhalt von Restgehör nach Cochlear Implantation. *Laryngorhinootologie* 2005, Band 84: 113–116.
74. O'Leary MJ., Fayad J, House WF., Linthicum FH.: Electrode insertion trauma in cochlear implantation. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 1991, Band 100: 695–699.

75. Postnov A, Zarowski A, Clerck N de, Vanpoucke F, Offeciers FE., van Dyck D, Peeters S: High resolution micro-CT scanning as an innovative tool for evaluation of the surgical positioning of cochlear implant electrodes. *Acta Otolaryngol.* 2006, Band 126: 467–474.
76. Redaktion Schnecke/schnecke-online, Deutsche Cochlear Implant Gesellschaft e.V.: Taub und trotzdem Hören: Cochlea-Implantat. <http://schnecke-online.de/informieren/behandlung-und-reha/cochlea-implantat.html>. [Stand: 30. Oktober 2012].
77. Reisser C, Schubert O, Weidauer H: Die dreidimensionale Darstellung von Felsenbeinstrukturen mittels Spiral-CT. Erste Ergebnisse bei normaler Felsenbeinanatomie. *HNO* 1995, Band 43: 596–600.
78. Richter B, Aschendorff A, Lohnstein P, Husstedt H, Nagursky H, Laszig R: The Nucleus Contour electrode array: a radiological and histological study. *Laryngoscope* 2001, Band 111: 508–514.
79. Richter B, Aschendorff A, Nagursky H, Schipper J, Laszig R, Klenzner T: Methodik der Evaluation perimodiolarer CI-Elektrodoträger im Felsenbeinmodell. *Laryngorhinootologie* 2005, Band 84: 42–50.
80. Rotteveel, Liselotte J C, Proops DW., Ramsden RT., Saeed SR., van Olphen, Adriaan F, Mylanus, Emmanuel A M: Cochlear implantation in 53 patients with otosclerosis: demographics, computed tomographic scanning, surgery, and complications. *Otol. Neurotol.* 2004, Band 25: 943–952.
81. Ruivo J, Mermuys K, Bacher K, Kuhweide R, Offeciers E, Casselman JW.: Cone beam computed tomography, a low-dose imaging technique in the postoperative assessment of cochlear implantation. *Otol. Neurotol.* 2009, Band 30: 299–303.
82. Saeed SR., Selvadurai D, Beale T, Biggs N, Murray B, Gibson P, *et al.*: The Use of Cone Beam Computed Tomography to Determine Cochlear Implant Electrode Position in Human Temporal Bones. *Otol. Neurotol.* 2014
83. Saunders E, Cohen L, Aschendorff A, Shapiro W, Knight M, Stecker M, *et al.*: Threshold, comfortable level and impedance changes as a function of electrode-modiolar distance. *Ear Hear* 2002, Band 23: 28S-40S.
84. Schulz B, Potente S, Zangos S, Friedrichs I, Bauer RW., Kerl M, *et al.*: Ultra-low dose dual-source high-pitch computed tomography of the paranasal sinus: diagnostic sensitivity and radiation dose. *Acta Radiol* 2012, Band 53: 435–440.
85. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K: Kopf, Hals und Neuroanatomie. 115 Tabellen. Prometheus, LernAtlas der Anatomie / Michael Schünke; Erik Schulte; Udo Schumacher. Ill. von Markus Voll; Karl Wesker...[...]. Thieme, Stuttgart [u.a.] 2009
86. Shepherd RK., Hatsushika S, Clark GM.: Electrical stimulation of the auditory nerve: the effect of electrode position on neural excitation. *Hear. Res.* 1993, Band 66: 108–120.
87. Skinner MW., Ketten DR., Vannier MW., Gates GA., Yoffie RL., Kalender WA.: Determination of the position of nucleus cochlear implant electrodes in the inner ear. *Am J Otol* 1994, Band 15: 644–651.

88. Smullen JL., Polak M, Hodges AV., Payne SB., King JE., Telischi FF., Balkany TJ.: Facial nerve stimulation after cochlear implantation. *Laryngoscope* 2005, Band 115: 977–982.
89. Stakhovskaya O, Sridhar D, Bonham BH., Leake PA.: Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: implications for cochlear implants. *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* 2007, Band 8: 220–233.
90. Swartz JD., Daniels DL., Harnsberger HR., Shaffer KA., Mark L: The temporal bone. *AJNR Am J Neuroradiol* 1996, Band 17: 201–204.
91. Thom JJ., Carlson ML., Olson MD., Neff BA., Beatty CW., Facer GW., Driscoll, Colin L W: The prevalence and clinical course of facial nerve paresis following cochlear implant surgery. *Laryngoscope* 2013, Band 123: 1000–1004.
92. Tykocinski M, Cohen LT., Pyman BC., Roland T, Treaba C, Palamara J, *et al.*: Comparison of electrode position in the human cochlea using various perimodiolar electrode arrays. *Am J Otol* 2000, Band 21: 205–211.
93. Vaid S, Vaid N: Imaging for cochlear implantation: structuring a clinically relevant report. *Clin Radiol* 2014, Band 69: e9-e24.
94. Verbist BM., Ferrarini L, Briaire JJ., Zarowski A, Admiraal-Behloul F, Olofsen H, *et al.*: Anatomic considerations of cochlear morphology and its implications for insertion trauma in cochlear implant surgery. *Otol. Neurotol.* 2009, Band 30: 471–477.
95. Verbist BM., Skinner MW., Cohen LT., Leake PA., James C, Boëx C, *et al.*: Consensus panel on a cochlear coordinate system applicable in histologic, physiologic, and radiologic studies of the human cochlea. *Otol. Neurotol.* 2010, Band 31: 722–730.
96. Wardrop P, Whinney D, Rebscher SJ., Roland JThomas, Luxford W, Leake PA.: A temporal bone study of insertion trauma and intracochlear position of cochlear implant electrodes. I: Comparison of Nucleus banded and Nucleus Contour electrodes. *Hear. Res.* 2005, Band 203: 54–67.
97. Weber BP., Lenarz T, Battmer RD., Hartrampf R, Dahm MC., Dietrich B: Otosclerosis and facial nerve stimulation. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1995, Band 166: 445–447.
98. Whiting BR., Holden TA., Brunnsden BS., Finley CC., Skinner MW.: Use of computed tomography scans for cochlear implants. *J Digit Imaging* 2008, Band 21: 323–328.
99. Woo J, Miller CA., Abbas PJ.: The dependence of auditory nerve rate adaptation on electric stimulus parameters, electrode position, and fiber diameter: a computer model study. *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* 2010, Band 11: 283–296.
100. Wullstein H: Die Klinik der Labyrinthitis und Paralabyrinthitis auf Grund des Röntgenbefundes. Georg Thieme Verlag 1948
101. Xu J, Reh DD., Carey JP., Mahesh M, Siewerdsen JH.: Technical assessment of a cone-beam CT scanner for otolaryngology imaging: image quality, dose, and technique protocols. *Med Phys* 2012, Band 39: 4932–4942.
102. Xu J, Xu SA., Cohen LT., Clark GM.: Cochlear view: postoperative radiography for cochlear implantation. *Am J Otol* 2000, Band 21: 49–56.

## 9 Anhang

### 9.1 Abbildungsverzeichnis

<b>Abbildung 1:</b> Schemazeichnung Cochlea. ....	5
<b>Abbildung 2:</b> Strukturen des Felsenbeins Quelle: Lehrbuch "Gray's Anatomie for students" Figur 8.119 Innenohr, R. L. Drake, © Elsevier-Verlag .....	6
<b>Abbildung 3:</b> Patientenkollektiv Cochlea .....	11
<b>Abbildung 4:</b> Felsenbein links mit Cochleaimplantat .....	13
<b>Abbildung 5:</b> 3 DVT-Bildebenen.....	14
<b>Abbildung 6:</b> Basislinie (rot) angelegt an die Cochlea(a) .....	15
<b>Abbildung 7:</b> Messung Insertionswinkel .....	16
<b>Abbildung 8:</b> CI MedEl®: Senkrechten zur Cochlea durch Elektroden .....	16
<b>Abbildung 9:</b> CI Cochlear®: Messung der Breite der Cochlea .....	17
<b>Abbildung 10:</b> CI Cochlear®: Messung der Breite der Elektrode .....	18
<b>Abbildung 11:</b> CI Cochlear®: Messung des Abstandes der Elektrodenmitte zur lateralen Cochleawand.....	19
<b>Abbildung 12:</b> CI MedEl®: Messung des Abstandes der Elektrodenmitte zur medialen Cochleawand .....	19
<b>Abbildung 13:</b> Patientenkollektiv Fazialis .....	21
<b>Abbildung 14:</b> Felsenbein rechts mit N. fazialis .....	23
<b>Abbildung 15:</b> Felsenbein rechts mit N. fazialis .....	24
<b>Abbildung 16a:</b> Felsenbein rechts: Abgang der Chorda tympani vom N. fazialis .....	25
<b>Abbildung 17a:</b> Felsenbein rechts: Parallele zum horizontalen Bogengang.....	26
<b>Abbildung 18:</b> Felsenbein rechts: Messung der Breite des N. Facialis.....	26
<b>Abbildung 19:</b> Felsenbein rechts: Abstand vom Mittelpunkt der Elektrode zum knöchernen Rand des N. fazialis .....	27
<b>Abbildung 20:</b> Felsenbein rechts: Messung der Knochenbreite zwischen der knöchernen Begrenzung des N.fazialis und der lateralen Wand der Cochlea.....	27
<b>Abbildung 21:</b> CI Cochlear®: Einteilung der Elektroden in Winkelgruppen.....	32
<b>Abbildung 22:</b> Elektrodenarray der Firma Cochlear® (Quelle Cochlear ®).....	38
<b>Abbildung 23:</b> Schema Elektrodenarray Firma MedEl®.....	43

## 9.2 Verzeichnis Diagramme

<b>Diagramm 1:</b> Elektrodenhäufigkeit in 15°-Gruppen Implantattyp übergreifende .....	33
<b>Diagramm 2:</b> Elektrodenhäufigkeit in 15°-Gruppen: <i>Cochlear</i> ®.....	34
<b>Diagramm 3:</b> Elektrodenhäufigkeit in 15°-Gruppen: <i>MedEl</i> ®.....	35
<b>Diagramm 4:</b> Implantattypübergreifend: Durchschnittliche Breite der Cochlea .....	36
<b>Diagramm 5:</b> <i>Cochlear</i> ®: Durchschnittliche Breite der Cochlea .....	37
<b>Diagramm 6:</b> <i>Cochlear</i> ®: Durchschnittliche Breite der Elektrode .....	38
<b>Diagramm 7:</b> <i>Cochlear</i> ®: Abstand medialen Cochleawand zur Elektrodenmitte .....	39
<b>Diagramm 8:</b> <i>Cochlear</i> ®: Abstand lateralen Cochleawand zur Elektrodenmitte .....	40
<b>Diagramm 9:</b> <i>Cochlear</i> ®: Gegenüberstellung der Abstände zur Cochleawand: .....	41
<b>Diagramm 10:</b> <i>MedEl</i> ®: Durchschnittliche Breite der Cochlea .....	42
<b>Diagramm 11:</b> <i>MedEl</i> ®: Durchschnittliche Breite der Elektrode.....	43
<b>Diagramm 12:</b> <i>MedEl</i> ®: Abstand medialen Cochleawand zur Elektrodenmitte.....	44
<b>Diagramm 13:</b> <i>MedEl</i> ®: Abstand lateralen Cochleawand zur Elektrodenmitte.....	45
<b>Diagramm 14:</b> <i>MedEl</i> ®: Gegenüberstellung der Abstände zur Cochleawand: .....	46
<b>Diagramm 15:</b> Prozentualer Anteil ob ein Unterschied in der Messung der Breite der Cochlea zwischen den Implantatgruppen vorliegt.....	47
<b>Diagramm 16:</b> <i>MedEl</i> ® und <i>Cochlear</i> ® im Vergleich: Breite der Cochlea.....	48
<b>Diagramm 17:</b> Prozentualer Anteil ob ein Unterschied in der Messung der Breite der Elektroden zwischen den Implantatgruppen vorliegt .....	49
<b>Diagramm 18:</b> <i>MedEl</i> ® und <i>Cochlear</i> ® im Vergleich: Breite der Elektroden .....	50
<b>Diagramm 19:</b> <i>MedEl</i> ® und <i>Cochlear</i> ® im Vergleich: Abstand medialen Cochleawand zur Elektrodenmitte .....	51
<b>Diagramm 20:</b> <i>MedEl</i> ® und <i>Cochlear</i> ® im Vergleich: Abstand lateralen Cochleawand zur Elektrodenmitte .....	52



### 9.3 Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle 1:</b> Insertionstiefe der Elektroden (Cochlear®) .....	30
<b>Tabelle 2:</b> Insertionstiefe der Elektroden (MedEl®) .....	30
<b>Tabelle 3:</b> Vergleich Breite der Cochlea auf signifikante Unterschiede. ....	47
<b>Tabelle 4:</b> Vergleich der Breite der Elektroden auf signifikante Unterschiede.....	49
<b>Tabelle 5:</b> Implantatübergreifend: Unterschied männlichen und weiblichen.....	53
<b>Tabelle 6:</b> Cochlear®: Unterschied männlichen und weiblichen .....	54
<b>Tabelle 7:</b> MedEl®: Unterschied männlichen und weiblichen.....	54
<b>Tabelle 8:</b> deskriptive und vergleichende Ergebnisse der Messungen am N. fazialis...	57
<b>Tabelle 9:</b> Korrelationen der Messparameter (I-V) N. fazialis.....	59
<b>Tabelle 10:</b> Elektrodendurchmesser 1-22: DVT-Daten vs. Daten Cochlear®. ....	81

### 9.4 Abkürzungsverzeichnis

<b>CI</b> .....	Cochlea- Implantat
<b>CT</b> .....	Computertomographie
<b>DVT</b> .....	Digitale Volumetomographie
<b>ENT</b> .....	Ear-nose-throat
<b>FNS</b> .....	Nervus facialis Stimulationen
<b>HNO</b> .....	Hals-Nasen-Ohrenheilkunde

**9.5 Tabellen: Deskriptive Statistik:****Cochlear® in 15° Schritten: Mittelwert +/- Std. Abweichung**

Grad°	N	Breite der Cochlea	Breite der Elektrode	Abstand mediale Cochleawand zur Elektrodenmitte	Abstand mediale Cochleawand zur medialen Wand der Elektrode	Abstand laterale Cochleawand zur Elektrodenmitte	Abstand laterale Cochleawand zur lateralen Wand der Elektrode
0-15	58	<b>1,93</b> +/- 0,35	<b>0,72</b> +/- 0,12	<b>0,57</b> +/- 0,18	<b>0,21</b> +/- 0,17	<b>1,35</b> +/- 0,34	<b>0,99</b> +/- 0,35
16-30	53	<b>1,97</b> +/- 0,40	<b>0,73</b> +/- 0,17	<b>0,58</b> +/- 0,15	<b>0,22</b> +/- 0,14	<b>1,39</b> +/- 0,4	<b>1,03</b> +/- 0,43
31-45	37	<b>2,01</b> +/- 0,33	<b>0,69</b> +/- 0,1	<b>0,57</b> +/- 0,16	<b>0,23</b> +/- 0,14	<b>1,44</b> +/- 0,35	<b>1,09</b> +/- 0,36
46-60	34	<b>1,9</b> +/- 0,34	<b>0,72</b> +/- 0,12	<b>0,67</b> +/- 0,15	<b>0,30</b> +/- 0,14	<b>1,23</b> +/- 0,31	<b>0,87</b> +/- 0,32
61-75	30	<b>1,8</b> +/- 0,3	<b>0,76</b> +/- 0,1	<b>0,71</b> +/- 0,18	<b>0,33</b> +/- 0,18	<b>1,08</b> +/- 0,28	<b>0,70</b> +/- 0,28
76-90	37	<b>1,87</b> +/- 0,22	<b>0,81</b> +/- 0,12	<b>0,84</b> +/- 0,17	<b>0,44</b> +/- 0,18	<b>1,03</b> +/- 0,22	<b>0,62</b> +/- 0,24
91-105	31	<b>1,87</b> +/- 0,23	<b>0,84</b> +/- 0,14	<b>0,94</b> +/- 0,23	<b>0,51</b> +/- 0,25	<b>0,93</b> +/- 0,2	<b>0,52</b> +/- 0,2
106-120	43	<b>1,79</b> +/- 0,22	<b>0,86</b> +/- 0,1	<b>0,94</b> +/- 0,21	<b>0,50</b> +/- 0,23	<b>0,86</b> +/- 0,16	<b>0,43</b> +/- 0,16
121-135	30	<b>1,78</b> +/- 0,27	<b>0,84</b> +/- 0,12	<b>0,9</b> +/- 0,23	<b>0,49</b> +/- 0,23	<b>0,87</b> +/- 0,18	<b>0,46</b> +/- 0,17
136-150	40	<b>1,8</b> +/- 0,27	<b>0,8</b> +/- 0,12	<b>0,91</b> +/- 0,24	<b>0,50</b> +/- 0,23	<b>0,89</b> +/- 0,17	<b>0,49</b> +/- 0,17
151-165	33	<b>1,71</b> +/- 0,27	<b>0,74</b> +/- 0,1	<b>0,81</b> +/- 0,21	<b>0,44</b> +/- 0,22	<b>0,89</b> +/- 0,18	<b>0,52</b> +/- 0,17
166-180	53	<b>1,73</b> +/- 0,29	<b>0,71</b> +/- 0,1	<b>0,79</b> +/- 0,2	<b>0,43</b> +/- 0,21	<b>0,95</b> +/- 0,24	<b>0,59</b> +/- 0,23
181-195	18	<b>1,83</b> +/- 0,3	<b>0,68</b> +/- 0,07	<b>0,91</b> +/- 0,23	<b>0,57</b> +/- 0,23	<b>0,92</b> +/- 0,22	<b>0,58</b> +/- 0,22
196-210	33	<b>1,82</b> +/- 0,3	<b>0,72</b> +/- 0,06	<b>0,78</b> +/- 0,22	<b>0,42</b> +/- 0,23	<b>1,04</b> +/- 0,27	<b>0,67</b> +/- 0,26
211-225	23	<b>1,83</b> +/- 0,2	<b>0,7</b> +/- 0,09	<b>0,78</b> +/- 0,21	<b>0,43</b> +/- 0,22	<b>1,05</b> +/- 0,2	<b>0,71</b> +/- 0,2
226-240	26	<b>1,9</b> +/- 0,26	<b>0,72</b> +/- 0,09	<b>0,79</b> +/- 0,26	<b>0,43</b> +/- 0,27	<b>1,11</b> +/- 0,25	<b>0,75</b> +/- 0,25
241-255	25	<b>1,998</b> +/- 0,32	<b>0,74</b> +/- 0,08	<b>0,84</b> +/- 0,25	<b>0,47</b> +/- 0,24	<b>1,16</b> +/- 0,27	<b>0,79</b> +/- 0,26
256-270	20	<b>1,951</b> +/- 0,31	<b>0,8</b> +/- 0,12	<b>0,78</b> +/- 0,19	<b>0,38</b> +/- 0,21	<b>1,17</b> +/- 0,24	<b>0,77</b> +/- 0,23
271-285	15	<b>2,0</b> +/- 0,41	<b>0,79</b> +/- 0,09	<b>0,93</b> +/- 0,35	<b>0,54</b> +/- 0,36	<b>1,07</b> +/- 0,17	<b>0,68</b> +/- 0,19
286-300	21	<b>1,73</b> +/- 0,29	<b>0,79</b> +/- 0,1	<b>0,68</b> +/- 0,1	<b>0,29</b> +/- 0,12	<b>1,05</b> +/- 0,25	<b>0,65</b> +/- 0,24
301-315	16	<b>1,92</b> +/- 0,38	<b>0,79</b> +/- 0,12	<b>0,92</b> +/- 0,24	<b>0,53</b> +/- 0,27	<b>1</b> +/- 0,28	<b>0,60</b> +/- 0,29
316-330	14	<b>1,82</b> +/- 0,41	<b>0,75</b> +/- 0,09	<b>0,78</b> +/- 0,29	<b>0,4</b> +/- 0,23	<b>1,03</b> +/- 0,29	<b>0,66</b> +/- 0,29
331-345	18	<b>1,48</b> +/- 0,29	<b>0,74</b> +/- 0,1	<b>0,71</b> +/- 0,13	<b>0,34</b> +/- 0,13	<b>0,77</b> +/- 0,23	<b>0,40</b> +/- 0,23
346-360	14	<b>1,37</b> +/- 0,35	<b>0,69</b> +/- 0,08	<b>0,62</b> +/- 0,17	<b>0,28</b> +/- 0,17	<b>0,75</b> +/- 0,27	<b>0,41</b> +/- 0,25

## MedEl® in 15° Schritten: Mittelwert +/- Std. Abweichung

Grad°	N	Breite der Cochlea	Breite der Elektrode	Abstand mediale Cochleawand zur Elektrodenmitte	Abstand mediale Cochleawand zur medialen Wand der Elektrode	Abstand laterale Cochleawand zur Elektrodenmitte	Abstand laterale Cochleawand zur lateralen Wand der Elektrode
0-15	8	<b>2,07</b> +/- 0,2	<b>0,9</b> +/- 0,11	<b>1,06</b> +/- 0,22	<b>0,64</b> +/- 0,25	<b>1,01</b> +/- 0,20	<b>0,59</b> +/- 0,22
16-30	53	<b>2,14</b> +/- 0,24	<b>0,9</b> +/- 0,11	<b>1,15</b> +/- 0,30	<b>0,70</b> +/- 0,29	<b>0,99</b> +/- 0,31	<b>0,54</b> +/- 0,33
31-45	37	<b>2,08</b> +/- 0,23	<b>0,88</b> +/- 0,08	<b>1,27</b> +/- 0,31	<b>0,83</b> +/- 0,31	<b>0,81</b> +/- 0,18	<b>0,37</b> +/- 0,17
46-60	34	<b>2,14</b> +/- 0,3	<b>0,86</b> +/- 0,095	<b>1,38</b> +/- 0,33	<b>0,95</b> +/- 0,34	<b>0,77</b> +/- 0,12	<b>0,34</b> +/- 0,12
61-75	30	<b>2,18</b> +/- 0,32	<b>0,87</b> +/- 0,16	<b>1,43</b> +/- 0,36	<b>1,0</b> +/- 0,35	<b>0,75</b> +/- 0,18	<b>0,32</b> +/- 0,22
76-90	37	<b>2,18</b> +/- 0,21	<b>0,88</b> +/- 0,15	<b>1,42</b> +/- 0,31	<b>0,98</b> +/- 0,29	<b>0,76</b> +/- 0,19	<b>0,32</b> +/- 0,22
91-105	31	<b>2,27</b> +/- 0,32	<b>0,85</b> +/- 0,09	<b>1,57</b> +/- 0,31	<b>1,14</b> +/- 0,32	<b>0,70</b> +/- 0,11	<b>0,27</b> +/- 0,11
106-120	43	<b>2,4</b> +/- 0,20	<b>0,92</b> +/- 0,15	<b>1,66</b> +/- 0,24	<b>1,20</b> +/- 0,25	<b>0,74</b> +/- 0,15	<b>0,28</b> +/- 0,19
121-135	30	<b>2,15</b> +/- 0,34	<b>0,88</b> +/- 0,15	<b>1,46</b> +/- 0,32	<b>1,02</b> +/- 0,33	<b>0,7</b> +/- 0,17	<b>0,26</b> +/- 0,13
136-150	40	<b>2,21</b> +/- 0,17	<b>0,86</b> +/- 0,12	<b>1,62</b> +/- 0,13	<b>1,19</b> +/- 0,11	<b>0,58</b> +/- 0,10	<b>0,16</b> +/- 0,12
151-165	33	<b>2,1</b> +/- 0,38	<b>0,79</b> +/- 0,13	<b>1,48</b> +/- 0,36	<b>1,08</b> +/- 0,36	<b>0,62</b> +/- 0,14	<b>0,22</b> +/- 0,11
166-180	53	<b>1,97</b> +/- 0,21	<b>0,85</b> +/- 0,09	<b>1,44</b> +/- 0,2	<b>1,01</b> +/- 0,21	<b>0,53</b> +/- 0,08	<b>0,11</b> +/- 0,07
181-195	18	<b>2,02</b> +/- 0,27	<b>0,84</b> +/- 0,13	<b>1,53</b> +/- 0,27	<b>1,11</b> +/- 0,28	<b>0,49</b> +/- 0,07	<b>0,08</b> +/- 0,07
196-210	33	<b>1,81</b> +/- 0,29	<b>0,85</b> +/- 0,07	<b>1,3</b> +/- 0,33	<b>0,87</b> +/- 0,35	<b>0,52</b> +/- 0,08	<b>0,11</b> +/- 0,07
211-225	23	<b>1,89</b> +/- 0,28	<b>0,81</b> +/- 0,09	<b>1,38</b> +/- 0,21	<b>0,98</b> +/- 0,21	<b>0,51</b> +/- 0,10	<b>0,11</b> +/- 0,08
226-240	26	<b>2,07</b> +/- 0,26	<b>0,86</b> +/- 0,1	<b>1,49</b> +/- 0,26	<b>1,06</b> +/- 0,25	<b>0,57</b> +/- 0,14	<b>0,15</b> +/- 0,15
241-255	25	<b>2,0</b> +/- 0,21	<b>0,81</b> +/- 0,11	<b>1,42</b> +/- 0,2	<b>1,01</b> +/- 0,20	<b>0,59</b> +/- 0,11	<b>0,18</b> +/- 0,06
256-270	20	<b>1,98</b> +/- 0,24	<b>0,83</b> +/- 0,12	<b>1,44</b> +/- 0,16	<b>1,03</b> +/- 0,17	<b>0,54</b> +/- 0,14	<b>0,12</b> +/- 0,11
271-285	15	<b>1,95</b> +/- 0,13	<b>0,82</b> +/- 0,13	<b>1,47</b> +/- 0,18	<b>1,06</b> +/- 0,19	<b>0,48</b> +/- 0,1	<b>0,09</b> +/- 0,09
286-300	21	<b>1,99</b> +/- 0,29	<b>0,79</b> +/- 0,13	<b>1,43</b> +/- 0,27	<b>1,03</b> +/- 0,26	<b>0,56</b> +/- 0,14	<b>0,16</b> +/- 0,1
301-315	16	<b>1,63</b> +/- 0,19	<b>0,77</b> +/- 0,12	<b>1,19</b> +/- 0,21	<b>0,80</b> +/- 0,24	<b>0,44</b> +/- 0,05	<b>0,06</b> +/- 0,03
316-330	14	<b>1,81</b> +/- 0,34	<b>0,80</b> +/- 0,10	<b>1,26</b> +/- 0,21	<b>0,86</b> +/- 0,19	<b>0,55</b> +/- 0,17	<b>0,15</b> +/- 0,13
331-345	18	<b>1,81</b> +/- ?	<b>0,67</b> +/- ?	<b>1,45</b> +/- ?	<b>1,12</b> +/- ?	<b>0,36</b> +/- ?	<b>0,03</b> +/- ?
346-360	14	<b>1,79</b> +/- 0,31	<b>0,75</b> +/- 0,09	<b>1,25</b> +/- 0,21	<b>0,87</b> +/- 0,22	<b>0,54</b> +/- 0,17	<b>0,16</b> +/- 0,13

**9.6 Tabelle: Vergleich Cochlear® vs. MedEL®**

Vergleich t-Test (2 seitiges Signifikanzniveau): 15° Schritte

Grad°	Anzahl (Cochlear /MedEl)	Sig (2-tailed)					
		Breite der Cochlea	Breite der Elek- trode	Abstand mediale Cochlea- wand zur Elektroden- mitte	Abstand mediale Cochleawand zur medialen Wand der Elektrode	Abstand laterale Cochlea- wand zur Elektrode n-mitte	Abstand laterale Cochleawand zur lateralen Wand der Elektrode
0-15	58/28	0,057	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
16-30	53/22	0,068	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
31-45	37/10	0,528	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
46-60	34/14	0,023	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
61-75	30/11	0,001	0,009	0,000	0,000	0,000	0,000
76-90	37/10	0,000	0,157	0,000	0,000	0,001	0,001
91-105	31/10	0,000	0,752	0,000	0,000	0,001	0,001
106-120	43/8	0,000	0,163	0,000	0,000	0,052	0,021
121-135	30/12	0,001	0,331	0,000	0,000	0,005	0,001
136-150	40/8	0,000	0,206	0,000	0,000	0,000	0,000
151-165	33/9	0,001	0,214	0,000	0,000	0,000	0,000
166-180	53/16	0,003	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
181-195	18/9	0,113	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
196-210	33/4	0,992	0,001	0,000	0,001	0,000	0,000
211-225	23/12	0,510	0,002	0,000	0,000	0,000	0,000
226-240	26/9	0,121	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
241-255	25/7	0,973	0,076	0,000	0,000	0,000	0,000
256-270	20/7	0,845	0,588	0,000	0,000	0,000	0,000
271-285	15/9	0,716	0,530	0,000	0,001	0,000	0,000
286-300	21/6	0,066	0,989	0,000	0,001	0,000	0,000
301-315	16/5	0,116	0,661	0,040	0,052	0,000	0,001
316-330	14/8	0,988	0,272	0,001	0,001	0,000	0,000
331-345	18/1	0,274	0,521	0,000	0,000	0,100	0,129
346-360	14/4	0,049	0,177	0,000	0,000	0,159	0,087

## **Akademische Lehrer**

Meine akademischen Lehrer waren die nachfolgenden Damen und Herren in Marburg, Kassel, Bern (Schweiz) und in Fremantle (Perth, WA), denen ich an dieser Stelle herzlich danke:

### **Universitätsklinikum Marburg:**

Baalbaki, Barth, Bartsch, Basler, Bastians, Bauer, Baum, Baumann, Becker, Berger, Bette, Bien, Bösner, Brehm, Buchholz, Burchert, Cetin, Czubayko, Daut, Del-Rey, Donner-Banzhoff, Ellenrieder, Fendrich, Feuser, Frink, Fuchs-Winkelmann, Funck, Geks, Görg, Gress, Güldner, Gundermann, Hegele, Hertl, Hoffmann, Hofmann, Hörle, Hoyer, Hundt, Jacob, Jerrentrup, Kalder, Kann, Kanngießer, Kill, Kim-Berger, Kirschbaum, Klose, Koczulla, Köhler, König, Koolmann, Krüger, Kuhlmann, Kühne, Kühnert, Kunsch, Lill, Löffler, Lohoff, Maier, Maisch, Maschuw, Michl, Moll, Moosdorf, Mueller, Müller, Mutters, Neubauer, Oertel, Pagenstecher, Plant, Ramaswamy, Renz, Richter, Röhm, Rolfes, Rominger, Rosenow, Rothmund, Ruchholtz, Schäfer, Schmidt, Schneider, Seitz, Sesterhenn, Sevinc, Sommer, Steinfeldt, Steiniger, Steinkamp, Torossian, Vogelmeier, Voigt, Wagner, Wahl, Waldegger, Waldmann, Weihe, Werner, Westermann, Wulf, Zentgraf, Zettl, Ziring

### **Klinikum Kassel:**

Gradaus, Neuzner, Schuppert

### **Inselspital Bern, Schweiz:**

Luggauer, Seidl, Stüber, Wymann

### **Fremantle Hospital Perth, Western Australia:**

Fletcher, Hamza, Wallace

## ***Danksagung***

Mein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater PD Dr. Christian Güldner (Oberarzt der HNO-Heilkunde der Philipps-Universität Marburg) für die Ermöglichung dieser Arbeit und die außerordentlich gute Betreuung mit Rat und Tat. Ich bedanke mich ganz besonders für seine kontinuierlich von Anfang bis Ende währende, tatkräftige Unterstützung.

Herrn Prof. Dr. med. J. A. Werner (Direktor der HNO-Klinik des UKGM) danke ich besonders für die Möglichkeit der Durchführung dieser Doktorarbeit in seiner Abteilung.

Weiterer herzlicher Dank gebührt der Deutschen Gesellschaft für HNO, die es mir ermöglicht hat an ihrer Jahresversammlungen 2014 in Dortmund teilzunehmen, um meine Arbeit in Form einer Posterpräsentation vorzustellen.

Für die Ermöglichung der Teilhabe an einer CI-Implantationsoperation mit bestmöglicher Erklärung der Vorgehensweise bedanke ich mich bei Herrn Dr. Weiß. Ebenfalls meinen Dank aussprechen möchte ich Herrn J. Müller-Mazotta für die Einführung in die Thematik der CI-Anpassung.

Ich bedanke mich bei den Firmen Cochlear® und MedEl® für das Bereitstellen der technischen Daten.

Ein herzliches Dankeschön an meinen Vater sowie Frau Zwirner und Frau Silber für das Korrekturlesen meiner Dissertation.

Ich danke meinen Freunden Frau Hofmann, Frau Pohlkamp, Frau Stutzki, Frau Trenker, Frau Wagner und Herrn Hofmann für ihre Unterstützung, meine Arbeit zu einem großen Gesamtwerk werden zu lassen. Ich bin sehr dankbar für die schöne Zeit die wir beim Erstellen dieser Arbeit miteinander verbringen durften.

Mein abschließender Dank gebührt meiner Familie. Besonders meinen Eltern, meiner Schwester und meinen Großeltern danke ich dafür, dass sie mir die besten Hilfestellungen bereits vorab gaben und immer an mich geglaubt haben.